

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
22. März 2001 (22.03.2001)

PCT

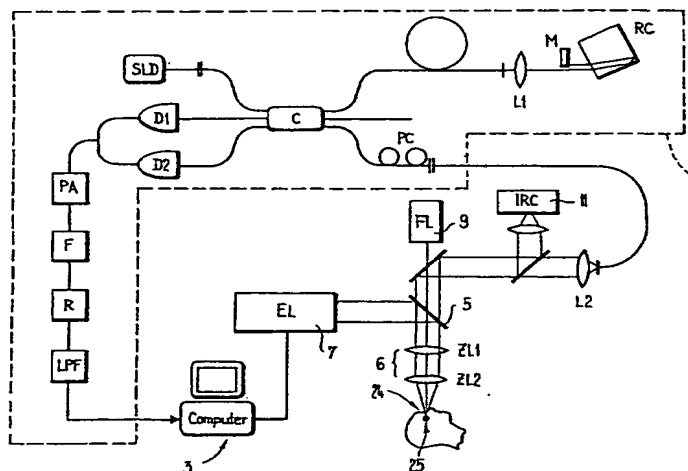
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 01/19303 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: A61F 9/01, (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): HAAG-STREIT AG [CH/CH]; Gartenstadtstrasse 10, CH-3098 Köniz (CH).
A61B 3/10
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/CH00/00488
- (22) Internationales Anmeldedatum: 11. September 2000 (11.09.2000)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität: 1661/99 10. September 1999 (10.09.1999) CH
- (72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): WAELTI, Rudolf [CH/CH]; Könizstrasse 194j, CH-3097 Liebefeld (CH).
- (74) Anwälte: ROSHARDT, Werner, A. usw.; Keller & Partner Patentanwälte AG, Zeughausgasse 5, Postfach, CH-3000 Bern 7 (CH).
- (81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR THE PHOTOABLATION OF THE CORNEA WITH A LASER BEAM

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR FOTOABLATION DER KORNEA MIT EINEM LASER-STRAHL



(57) Abstract: The invention relates to a method for the photoablation of the cornea (24) with a laser beam (21), which includes a multitude of subsequent partial ablation steps. According to the inventive method, the thickness of the cornea is determined with a Michelson interferometer associated measuring device before and after every partial ablation step. Said measuring device uses the determined thickness values and guides the laser beam across the cornea in a controlled manner, using the intensity values adjusted by the measuring device and conforming with a predefined cornea profile, so that cornea thickness does not fall below a predefined value. The measuring device uses a Michelson interferometer with a central wave length of the measure beam source in the range of 1310 nm and a monomode fiber for said wavelength in the reference arm so as to completely compensate for the optical path in air within said measuring arm.

(57) Zusammenfassung: Beim Verfahren zur Fotoablation auf der Kornea (24) mit einem Laserstrahl (21), mit dem eine Vielzahl hintereinander folgender Teilablationsvorgänge vorgenommen werden, wird vor und nach jedem Teilablationsvorgang die Dicke der Kornea mit einer mit einem Michelson-Interferometer zusammenarbeitenden Messeinrichtung bestimmt.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 01/19303 A1



HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— Mit internationalem Recherchenbericht.

- (84) Bestimmungsstaaten (*regional*): ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI-Patent

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes, und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Die Messeinrichtung führt unter Verwendung der ermittelten Dickenwerte den Laserstrahl gesteuert über die Kornea mit entsprechend von ihr eingestellten Intensitätswerten derart, dass unter Beachtung eines vorgegebenen Korneaprofils eine vorgegebene Korneadicke nicht unterschritten wird. Die Messeinrichtung arbeitet mit einem Michelson-Interferometer mit einer Zentrumswellenlänge der Messstrahlungsquelle im Bereich von 1'310 nm und einer Monomode-Faser für diese Wellenlänge im Referenzarm, damit die optische Weglänge in Luft im Messarm einwandfrei kompensierbar ist.

5

10

Verfahren und Vorrichtung zur Fotoablation der Kornea mit einem Laserstrahl

15 Technisches Gebiet

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Fotoablation der Kornea mit einem Laserstrahl, mit dem eine Vielzahl hintereinander folgender Teilablationsvorgänge vorgenommen werden sowie eine Vorrichtung mit einer Laserstrahlungsquelle zur Durchführung dieses Verfahrens. Mit der Erfindung können einmal intraokulare Dicken und Distanzen im vorderen Augenabschnitt unmittelbar vor, während und unmittelbar nach chirurgischen Eingriffen und Behandlungen der Kornea gemessen werden. Abhängig von diesen Messergebnissen kann eine Steuerung einer photorefraktiven Behandlung in Echtzeit erfolgen. Die Steuerung in Echtzeit führt zu einer erhöhten Sicherheit für den Patienten und einer verbesserten Genauigkeit der photorefraktiven Augenkorrektur.

Stand der Technik

Aus der US-A 5 493 109 ist ein ophthalmologisches chirurgisches Mikroskop bekannt, welches mit einer optischen Kohärenztomographie arbeitet. Es wurde hier die Oberflächenform der Kornea sowie deren optische Brechkraft bestimmt.

Darstellung der Erfindung

Aufgabe der Erfindung

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zu schaffen, mit denen eine sichere Bearbeitung der Kornea möglich ist.

5 Lösung der Aufgabe

Die Aufgabe wird verfahrensmäßig dadurch gelöst, dass vor und/oder nach jedem Teilablationsvorgang mit einer mit einem Michelson-Interferometer zusammenarbeitenden Messeinrichtung die Dicke der Kornea und nicht nur deren Oberflächenform und deren optische Brechkraft bestimmt wird. Zudem wird die Lage des für die Ablation
10 vorgesehenen Bereichs ermittelt und eine Freigabe zur Ablation nur gegeben, sofern der Bereich sich innerhalb vorgegebener Toleranzwerte befindet. Fehlerhafte Ablationsvorgänge, wie sie sich beispielsweise durch eine Augenbewegung ergeben können, sind hierdurch ausgeschlossen.

Die Messeinrichtung führt dann infolge der ermittelten Dickenwerte der Kornea
15 den Laserstrahl mit nachgeregelter Intensität gesteuert über dickenmäßig noch zu korrigierende Bereiche der Kornea. Die Teilablationen werden dadurch derart vorgenommen, dass unter Beachtung eines vorgegebenen Korneaprofils eine vorgegebene Korneadicke nicht unterschritten wird.

Vorrichtungsmäßig wird hierzu eine Laserstrahlungsquelle, eine Steuer- und eine Messeinrichtung vorgesehen. Die Steuereinrichtung *kann* eine Strahlablenkeinheit
20 *haben*, mit der der Laserstrahl transversal über die Kornea führbar ist. Die erfindungsgemäße Vorrichtung hat ferner eine Messeinrichtung mit einem Michelson-Interferometer mit einer Zentrumswellenlänge der Messstrahlungsquelle im Bereich von 1'310 nm und einer Monomode-Faser für diese Wellenlänge im Referenzarm, damit die
25 optische Weglänge in Luft im Messarm, welche für die Durchführung der Messung notwendig ist, einwandfrei kompensierbar ist.

Wie unten beschrieben ist, sind in der Steuereinrichtung diverse Eichkurven betreffend einer Bestimmung des optimalen Abstandes des Behandlungsortes sowie dessen Neigungstoleranzen zur behandelnden Laserstrahlachse abgelegt.

30 Durch die Verwendung einer Messstrahlungsquelle im Bereich von 1'310 nm mit einer Bandbreite mit bis ca. +/- 100 nm werden insbesondere signalverzerrende und -vermindernde Folgen der Dispersion minimiert. Wird nämlich eine Strahlungs-

quelle mit einer beliebig vorgegebenen Zentrumswellenlänge benutzt, so besteht im Messarm infolge des durch das Operationsmikroskop, die Funduskamera oder den Laser vorgegebenen Aufbaus im Allgemeinen ein relativ langer Weg in Luft in der Größenordnung eines Meters. Dieser Weg in Luft muss im Referenzarm entweder
5 durch einen entsprechenden Weg in Luft oder in einem anderen Medium (vorzugsweise in einer Monomodefaser aus Platzersparnisgründen) kompensiert werden, damit die erforderlichen Interferenzsignale erzeugt werden können. Wird der im Messarm in Luft zurückgelegte Weg im Referenzarm mit einer entsprechenden Strecke in Luft kompensiert, so entsteht durch die Dispersion zwar nur eine geringe Signalverzerrung und Signalverminderung. In diesem Fall kann aber der Referenzarm nicht mehr kompakt ge-
10 baut werden. Wird der im Messarm in Luft zurückgelegte Weg jedoch mit einer Monomodefaser im Referenzarm kompensiert, entsteht normalerweise eine relativ hohe Signalverzerrung und Signalverminderung, weil die Dispersionseigenschaften im Referenz- und im Messarm unterschiedlich sind. Es gibt jedoch erstaunlicherweise einen
15 Wellenlängenbereich um 1'310 nm herum, wo diese Signalverzerrung und Signalverminderung minimiert ist, so dass der optische Weg eines Messarmes in Luft von mehreren Metern durch einen in einer Monomodefaser zurückgelegten Weg im Referenzarm kompensiert werden kann, ohne dass das Interferenzsignal dadurch gestört wird. Durch die Kompensation eines optischen Weges in einer Faser kann das Interferometer
20 äusserst kompakt und billig gebaut werden.

In einer bevorzugten Ausführungsform können auch die Laserparameter wie Durchmesser auf der Kornea, Intensität, Leistung, Energie und Pulsdauer der Laserstrahlung so gesteuert werden, dass Einflüsse der Umwelt auf das Ergebnis der Photo-
refraktion wie Luftfeuchtigkeit und Lufttemperatur im Operationsraum, sowie patienten-
25 spezifische Einflüsse wie Verdunstung von im Operationsraum gelagerten Chemikalien [z. B. (offene) Alkoholbehälter, (offene) Putzmittelbehälter], Alter, Geschlecht, Zusammensetzung der Kornea des Patienten und Temperatur dessen Kornea berücksichtigt werden können. Es könnten auch patientenspezifische Daten berücksichtigt werden.

Um dies zu ermöglichen, werden in vorgängigen Untersuchungen die Kornea-
30 dicke als Funktion der Luftfeuchtigkeit, Lufttemperatur im Operationsraum, Alter, Geschlecht, Zusammensetzung der Kornea und Temperatur der Kornea gemessen. Aus den Ergebnissen dieser Messungen werden dann Korrekturfaktoren ermittelt, welche in die Steuerung des Laserstrahls eingehen. Es kann dann auch bei Abweichungen von den Normalbedingungen ein ausgezeichnetes Ergebnis erzielt werden. Es können so-
35 gar bei Patienten mit irregulärem Astigmatismus, Keratokonus oder irregulärer, gewell-

ter Korneaoberfläche photorefraktive Korrekturen vorgenommen werden, welche die durch die optischen Beugungsgesetze gegebene Grenze von ca. 20/5 – 20/8 (je nach Pupillengröße) erreichen.

- 5 Mit der hier beschriebenen Messanordnung ist es erstmals möglich, die Korneavorderfläche, die Kornearückfläche, die Distanz der Kornea zu einem Referenzort, die Neigung der Kornea und somit die Koordinaten der gesamten Kornea im dreidimensionalen Raum online während des gesamten refraktiven chirurgischen Eingriffs und zudem noch kontaktlos zu bestimmen.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

- 10 Nachfolgend werden Beispiele der erfindungsgemäßen Vorrichtung sowie des erfindungsgemäßen Verfahrens anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:
- Fig. 1 ein Blockschema der erfindungsgemäßen Vorrichtung;
- Fig. 2 eine Messeinrichtung der in **Figur 1** dargestellten Vorrichtung mit einem 2x2 Faserkoppler;
- 15 Fig. 3 eine Variante zu der in **Figur 2** dargestellten Messeinrichtung mit einem 3x3 Faserkoppler;
- Fig. 4 eine Variante zu der in **Figur 2** dargestellten Messeinrichtung mit zwei 2x2 Faserkopplern;
- Fig. 5 einen Strahlengang des Messstrahls, bei dem dieser immer annähernd senkrecht auf das Messobjekt trifft;
- 20 Fig. 6 eine beispielsweise Anordnung des Messarmes mit einer polarisationserhaltenden Faser;
- Fig. 7 ein Flussdiagramm, welches ein Verfahren bei der Abtragung für LASIK darstellt;
- 25 Fig. 8 ein Flussdiagramm, welches ein Verfahren bei der Abtragung für PRK (photo-refraktive Keratektomie) darstellt;
- Fig. 9 eine Ausführungsvariante, welche eine periphere Korneadickenmessung oder Skleradickenmessung ermöglicht;
- Fig. 10 eine Variante zu der in **Figur 9** dargestellten Ausführungsform;
- 30 Fig. 11 eine weitere Variante mit einer Messstrahlungseinkopplung in ein Stereomikroskop;

Fig. 12 eine schematische Anordnung zur Bestimmung des Wassergehalts in der Kornea und

Fig. 13 eine Variante zu der in **Figur 12** dargestellten Anordnung.

Wege zur Ausführung der Erfindung

- 5 Die nachfolgend beschriebene Erfindung wird vorzugsweise in der Augenbehandlung eingesetzt. Das menschliche Auge ist ein äußerst empfindliches Objekt, welches sich zudem in seiner Lage schlecht fixieren lässt. Es werden deshalb zusammen mit dem Materialablationsvorgang Methoden zur Lagebestimmung des Auges angegeben, wobei die Ablation, welche mit einem Laser vorgenommen wird, immer nur dann
- 10 vonstatten gehen soll, wenn die Lage des zu behandelnden Augenbereiches optimal ist. Es kann sich nämlich einmal der Abstand des zu behandelnden Bereichs zu einer Fokussieroptik für die Laserstrahlung geändert haben. Auch kann der Patient das Auge geringfügig bewegt haben, so dass die Achse der bearbeitenden Strahlung nicht mehr senkrecht auftreffen würde. D. h. Materialablation und Lagebestimmung sind miteinander
- 15 verknüpft. Eine Ablation kann nicht durchgeführt werden, falls die Bereichslage nicht ausreichend gut ist. Der Ablationsvorgang wird bei einer Lageabweichung automatisch blockiert.

- Bei einer Anstandsmessung wird, wie bereits oben angedeutet, die Distanz zwischen der Vorderfläche der Kornea und einem definierten Referenzort ermittelt. Der
- 20 Referenzort kann ein vom Behandlungslaser aus vorgegebener Ort oder ein vom Messgerät vorgegebener Ort sein. Ein vom Behandlungslaser bestimmter Ort ist z. B. die Koordinate des optimalen Behandlungsortes auf der Kornea. Ein vom Messgerät ausgezeichneter Ort ist eine definierte Position des unten verwendeten Weglängenvariators im Michelson-Interferometer. Diese Position kann durch einen sogenannten
- 25 Encoder angegeben werden.

- Eine Absteichung wird man für jedes Behandlungsgerät vor seiner Inbetriebnahme vornehmen. Wird z. B. ein rotierender Würfel in einem Michelson-Interferometer zur Abstandsbestimmung eingesetzt, wie er beispielsweise in der WO 99/22198 beschrieben ist, so ist ein besonders ausgezeichneter Ort die Null-
- 30 gradposition des Würfels. In diesem Fall liegt die hochreflektierend beschichtete Fläche des Würfels genau senkrecht zum einfallenden Referenzarmstrahl. Das bei dieser Nullgradposition in die Referenzarmfaser rückreflektierte Licht wird von der Detektionselektronik gemessen. Der Encoder wird jetzt so eingestellt, dass er genau bei dieser Nullgradposition einen elektrischen Puls abgibt. Die zeitliche Zuordnung dieses Re-

renzpulses mit einem Reflexionspuls von der Vorderfläche der Kornea kann zu Distanzmessungen verwertet werden. Eine Eichung erfolgt über ein im optimalen Behandlungsort reflektierendes Objekt. Dieser Abstandswert wird vor Inbetriebnahme des Behandlungsgeräts abgespeichert und dient als Vergleichswert bei nachfolgenden Behandlungen.

Als Meßobjekt kann man eine im optimalen Behandlungsort justierte Glasplatte verwenden. Ein optimaler Ort kann beispielsweise unter Verwendung zweier Pilotlaserstrahlen ermittelt werden, wobei dann die Glasplatte sich am Ort der sich kreuzenden Strahlen angeordnet sein sollte.

- 10 Abgesehen von richtigen Abstand muss auch eine richtige Lage des zu behandelnden Bereichs erreicht werden. Die richtige Lage wurde bisher mit Videokameras überprüft. Das aufgenommene Videobild wurde auf einem Bildschirm wiedergegeben und dort mit einer vorgegebenen angezeichneten Lageposition verglichen. Hiermit konnte zwar eine Lagekontrolle vorgenommen werden, ein Verkippen des Auges durch
- 15 eine geänderte Blickrichtung konnte jedoch nicht erfasst werden. Es konnten deshalb bei z. B. Fixationsschwierigkeiten des Patienten ungewollt dezentrierte Ablationsmuster "geschossen" werden. Solche Dezentrierungen können zu ungenauen Korrekturen der Sehkraft führen, welche eventuell sogar eine Nachbehandlung nötig machen. Durch die nachfolgend beschriebenen Vorkehrungen ist es möglich, anhand der mit der
- 20 Messvorrichtung gemessenen Signalthöhen der Vorder- und Rückflächen der Kornea deren Neigung online während der refraktiven Chirurgie zu messen und anhand der Messdaten gegebenenfalls das Ablationsmuster anzupassen.

- Die Höhe der elektrischen Detektionssignale von der Vorder- und der Rückfläche sind von der Empfindlichkeit der Messvorrichtung, von der numerischen Apertur des Messstrahls, von der auf die Kornea auftreffenden optischen Messlichtleistung, von den Brechungsindizes der Kornea und der Vorderkammer sowie von der Neigung der Kornea zum Messstrahl abhängig. Die Empfindlichkeit der Messvorrichtung, die numerische Apertur des Messstrahls und die auf die Kornea auftreffende Messlichtleistung sind bekannt und konstant. Der Brechungsindex der Kornea und der Vorderkammer schwankt bei verschiedenen Patienten nur in einem kleinen Bereich. Es hängt deshalb die Höhe der gemessenen Signale fast nur von der Neigung der Kornea bezüglich des Messstrahls ab. Man wird deshalb an verschiedenen Versuchspersonen vorgängig Kalibrierungsmessungen vornehmen und diese in Abhängigkeit des Neigungswinkels abspeichern. Bei einer Ablationsbehandlung am Patienten können diese
- 30 Eichwerte dann mit den Ist-Werten verglichen werden, woraus sich eine aktuelle Nei-
- 35

gung ermitteln lässt. Ist der derart ermittelte Neigungswinkel zu groß, wird die Behandlung unterbrochen.

Das in **Figur 1** dargestellte Blockschema der erfindungsgemäßen Vorrichtung hat eine unten in mehreren Varianten beschriebene Messeinrichtung **1**, eine Steuereinrichtung **3** sowie eine Laserstrahlungsquelle **7**. Die Steuerelektronik **3** hat einen mit einer Auswerteeinheit zusammenwirkenden Datenspeicher und eine Treibereinheit. Die Laserstrahlung der Strahlungsquelle **7** wird über einen Umlenkspiegel **5** und eine Optik **6** auf einen auf der Kornea zu behandelnden Bereich berichtet. Der zu behandelnde Bereich ist mit dem Strahl eines Fixierlasers **9** markierbar. Das Auge und die genaue seitliche Lage des zu behandelnden Bereichs wird wie bereits oben ausgeführt mit einer Infrarot-Kamera **11** überwacht.

Die Laserstrahlungsquelle **7** wird je nach den gewünschten chirurgischen Techniken [PRK (photorefraktive Keratomie), PTK (phototherapeutische Keratomie), LTK (Laserthermokeratoplastie), LASIK (Laser-assisted in situ Keratomileusis), LASEK (Laser Epithelial Keratomileusis)] am Auge **25** ausgewählt. So wird man zum Abtragen von Teilen der Kornea **24** einen Excimer-Laser verwenden und zu deren Erwärmung einen Holmium-Laser. LASEK basiert auf der Ablösung des Epithels oder eines epithelialen Flaps durch eine alkoholische Lösung. Das abgelöste Epithel wird mit einer Art Spachtel auf die Seite weggerollt. Das Laser schießt dann direkt auf das offene Stroma der Kornea und trägt es bis zur gewünschten Form ab. Danach wird das Epithel oder der epitheliale Flap an seinen früheren Platz zurückgerollt. Eine weiche Kontaktlinse wird aufgesetzt und ein paar Tage getragen, damit das repositionierte Epithel bzw. der epitheliale Flap sich nicht verschiebt.

In **Figur 2** ist eine beispielsweise Messeinrichtung **1** dargestellt. Die Messeinrichtung **1** ist in Anlehnung an ein Michelson-Interferometer aufgebaut. Sie hat eine Strahlungsquelle **26.1** mit vorzugsweise kurzer Kohärenzlänge (typisch 15 μm bis 30 μm), deren Strahlung in einen 2x2 Faserkoppler **29.1** eingekoppelt wird. Die Kohärenzlänge ist kurz gegenüber der zu bestimmenden Dicke der Kornea. Der Faserkoppler **29.1** hat zwei Eingänge und zwei Ausgänge. Er teilt die Strahlung in zwei Teile auf. Der eine Teil der Strahlung wird in einen Referenzarm **30** mit einer vereinfacht als Linse dargestellten Einkopplungsoptik **37.1a** und einem optischen Weglängenvariator **32.1** eingestrahlt. Der optische Weglängenvariator **32.1** verursacht eine zeitliche Änderung der optischen Weglänge im Referenzarm **30** um eine Strecke ΔZ . Die Einkopplungsoptik **37.1a** formt die aus dem Ende **27** des einen vom Faserkoppler **29.1** ausgehenden Strahlungsleiters **28** austretende Strahlung in einen parallelen Freiraumstrahl **22** um.

Der Messarm 31 weist ferner einen Polarisationskontroller 33.1, eine Monomodefaser 35 mit zwei Fasersteckern 36.1a und 36.1b, eine Einkopplungsoptik 37.1b und eine optische Einheit 39.1 auf, welche speziell für einen vorgegebenen Behandlungszweck mit der Laserstrahlungsquelle 7 (*Behandlungslaser*) ausgebildet ist. Zur optischen Einheit 39.1 kann die in **Figur 1** dargestellte Strahlablenkeinheit 19 gehören. Die Einkopplungsoptik 37.1b, welche vereinfacht in **Figur 1** als Strahlteiler 5 dargestellt ist, kann z.B. aus einem Linsensystem und einem Strahlungsteiler bestehen. Der Polarisationskontroller 33.1 ist notwendig, um insbesondere die Polarisationsrichtung der vom Messobjekt 24, hier der menschlichen Kornea 24.1 des Auges 25, reflektierten Strahlung an die Polarisationsrichtung der im Weglängenvariator 32.1 reflektierten Strahlung derart anzugleichen, dass ein durch eine Strahlungsüberlagerung im Faserkoppler 29.1 erzeugtes Interferenzsignal maximale Intensität erhält. Der Polarisationskontroller 33.1 kann statt im Messarm 31 auch im Referenzarm 30 angeordnet sein. Die vom Referenzarm 30 im Weglängenvariator 32.1 und vom Messobjekt 24.1 reflektierte Strahlung wird im Faserkoppler 29.1 überlagert und ein partieller Strahlungsteil zu einer Photodiode 40 geleitet. Von der Photodiode 40 wird das elektrische Signal zu einer elektronischen Signalverarbeitungseinheit 41 geführt. Die Einheit 41 besteht beispielsweise aus einer elektronischen Verstärkerstufe, einer elektronischen Filterung, einem Gleichrichter und einem Tiefpassfilter zur Erzeugung eines Enveloppensignales. Die durch die Einheit 41 ermittelten Daten und Werte werden dann an die in **Figur 1** befindliche Auswerteeinheit 11, von dieser an den Datenspeicher 13 weitergeleitet und für eine weitere Bearbeitung abgespeichert.

In der Einkopplungsoptik 37.1b kann, wie bereits oben angedeutet, optional ein (nicht dargestelltes) optisches transversales Strahlablenksystem eingebaut sein. Mit Hilfe dieses Strahlablenksystems ist es möglich, sowohl die Topographie als auch die Tomographie der Kornea 24 (z.B. Korneadicke an mehreren transversalen Punkten) zu erfassen und dann auf einem Bildschirm darzustellen. Dieses Strahlablenksystem bewirkt, dass der Messstrahl auf der Kornea 24 von der Zentrumsposition ausgelenkt wird. Damit kann bei kleinen Auslenkungen des Strahlablenksystems die Korneadicke an den dem Zentrum benachbarten Punkten gemessen werden. Hierdurch wird auch bei Patienten mit hohem Astigmatismus oder Keratokonus ein möglichst gutes Interferenzsignal in der Zone der höchsten Abtragung erhalten. Bei größeren Auslenkungen des Strahlablenksystems kann die Korneadicke an peripheren Punkten der Kornea gemessen werden.

Beispiele für Ablenkssysteme 19 sind:

- 1) zwei bewegliche Spiegel für zwei transversale Ablenkrichtungen
- 2) ein einziger beweglicher Spiegel, der derart bewegt werden kann, dass damit beide transversalen Ablenkrichtungen ausgeführt werden können. [Vorteile gegenüber 1) sind Platzersparnis und weniger Komponenten.]
- 5 3) eine Linse, die transversal (horizontal und vertikal) bewegt werden kann. [Vorteile gegenüber 2): Platzersparnis und weniger Komponenten.]

Um den transversal ausgelenkten freien Messstrahl **44** immer annähernd senkrecht auch auf dem peripheren Bereich der Kornea **24** auftreffen lassen zu können, kann beispielsweise der Messstrahl **44** unmittelbar vor dem Patientenauge mit einem
10 speziell geformten Spiegel **45.1** abgelenkt werden. Dieser speziell geformte Spiegel **45.1** kann beispielsweise, wie in **Figur 2** angedeutet, ein verspiegelter Hohlzylinder **45.1** (mit einem links und rechts offenen Ende) oder ein anderer Hohlkörper mit zwei Öffnungen sein, der vor dem Patientenauge **25** positioniert ist. Ein derartiger Spiegel **45.4** ist unten an Hand der **Figur 5** erläutert.

15 **Figur 3** zeigt eine zu **Figur 2** analoge Messeinrichtung **1.2**. Es ist lediglich ein 3x3 Faserkoppler **29.2** anstelle des Faserkopplers **29.1** der **Figur 2** und statt der einen Photodiode **40** sind zwei Photodioden **47a** und **47b** vorhanden. Der Faserkoppler **29.2** ist ein 3x3 Faserkoppler mit drei Eingängen und drei Ausgängen. Mit Hilfe des 3x3 Faserkopplers **29.2** wird nun das Interferenzsignal der im dortigen Mess- und Referenzarm **49a** und **49b** reflektierten Strahlung auf zwei Photodioden **47a** und **47b** geführt.
20 Mit einer entsprechenden Auswertung der elektronischen Signale der beiden Photodioden **47a** und **47b** in einer zur Signalverarbeitungseinheit **41** analog ausgebildeten Signalverarbeitungseinheit **50.1** ist gegenüber nur einer Photodiode **40** wie in **Figur 2** eine wesentliche Reduzierung des Rauschens möglich (z. B. Intensitätsrauschen der Strahlungsquelle).
25

In **Figur 4** ist eine Messeinrichtung **1.3** dargestellt, welche zwei 2x2 Faserkoppler **53a** und **53b** hat. Mit dieser Messeinrichtung **1.3** ist gegenüber den Messeinrichtungen **1.1** und **1.2** ein größerer Rauschanteil eliminierbar.

Von einer zu den Strahlungsquellen **26. 1** und **26.2** analog ausgebildeten
30 Strahlungsquelle **26.3** geht die Messstrahlung auf den Faserkoppler **53b** und wird hier in den Messarm **54** und einen Referenzarm **55** aufgeteilt. Der Referenzarm **55** hat den Weglängenvariator **32.3**, die beiden Strahlungsleiter **56a** und **56b** sowie die beiden Kollimationseinheiten **57a** und **57b**. Im Gegensatz zu den Messeinrichtungen **1.1** und **1.2** der **Figuren 2** und **3** wird nun der Strahl **59** nicht wieder in denselben Strahlungsleiter **56a** zurückgeführt, sondern nach einer Fokussierung durch eine Kollimatorein-
35

heit **57b** in einen Strahlungsleiter **56b** eingekoppelt, der mit dem Faserkoppler **53a** verbunden ist.

Die Strahlung im Messarm **54**, der analog zu den Ausgestaltungen in den Messanordnungen **1.1** und **1.2** ebenfalls einen Polarisationskontroller **33.3**, eine Einkopplungsoptik **37.3**, eine optische Einheit **39.3** und einen speziell ausgebildeten Spiegel **45.3** hat, wird ebenfalls an einer auszumessenden Kornea **24.3** reflektiert und läuft dann im Messarm **54** zurück bis zum Faserkoppler **53b**. Die Strahlung gelangt dann, je nach verwendetem Verfahren, durch einen Strahlungsleiter **61** zum Faserkoppler **53a**. Im Faserkoppler **53a** erfolgt dann eine interferierende Überlagerung der ankommenden Strahlungen der Strahlungsleiter **56b** und **61**. Die interferierende Strahlung wird einmal über einen Strahlungsleiter **62a** auf eine Strahlungsdetektionseinheit **63a** und ein weiteres Mal über einen Strahlungsleiter **62b** auf eine Strahlungsdetektionseinheit **63b** geführt. Die elektrischen Detektionssignale der beiden Einheiten **63a** und **63b** werden auf eine analog zur Signalverarbeitungseinheit **50.1** ausgebildeten Signalverarbeitungseinheit **50.2** geführt und durch diese verarbeitet. Eine weitere Verarbeitung zu einer der unten genannten Verwendungen erfolgt dann mit einer mit der Einheit **50.2** signalmäßig verbundenen Auswerteeinheit **64**, welche bevorzugtermaßen die notwendigen Datenspeicher enthält.

Der Vorteil der in **Figur 4** gezeigten Schaltung besteht darin, dass durch die Verwendung der beiden Strahlungsdetektionseinheiten **63a** und **63b** der Rauschanteil (z. B. Intensitätsrauschen der Strahlungsquelle **26.3**) verringert werden kann. Die beiden Strahlungsdetektionseinheiten **63a** und **63b** werden antiparallel geschaltet, damit der für die Auswertung unbrauchbare Teil des auf die eine Einheit auftreffenden Strahlungsstromes ein positives elektrisches Stromsignal erzeugt, während der für die Auswertung unbrauchbare Teil des auf die andere Einheit auftreffenden Strahlungsstromes ein negatives elektronisches Stromsignal erzeugt. Die beiden Stromsignale werden zusammengeführt und heben sich dadurch auf. Der für die Auswertung brauchbare Teil (d. h. das Interferenzsignal, hier ein zeitlich begrenzter Sinuszug) der auf die eine Strahlungsdetektionseinheit auftreffenden Strahlung hat eine Phasenverschiebung von π gegenüber dem Interferenzsignal, welches auf die andere Strahlungsdetektionseinheit auftrifft. Werden zwei zeitlich begrenzte Sinuszüge phasenverschoben und voneinander subtrahiert (infolge der antiparallelen Schaltung der beiden Strahlungsdetektionseinheiten **63a** und **63b**), so entsteht wieder ein Sinuszug. Im Gegensatz zum Rauschen entsteht beim Interferenzsignal durch diese antiparallele Schaltung keine Auslöschung. Ergänzend sei bemerkt, dass dieses Prinzip auch bei den Foto-

diöden 47a und 47b in der in **Figur 3** dargestellten Anordnung verwendet wird, wobei hier jedoch wegen der Verwendung eines 3 x 3 Faserkopplers 29.2 die Phasen der Interferenzsignale zueinander nicht um π , sondern um $2/3 \pi$ verschoben sind.

Figur 5 zeigt den Strahlengang des Messstrahls für einen unabgelenkten, freien Strahl UB (punktiert) in der optischen Achse 65, einen durch eine Strahlablenkeinheit 67 aus der optischen Achse 65 leicht ausgelenkten Strahl SDB (gestrichelt) und einen durch die Strahlablenkeinheit 67 einer analog zu den Einkopplungseinheiten 37.1 bis 37.3 ausgebildeten Einkopplungsoptik 37.4 aus der optischen Achse 65 weit ausgelenkten Strahl LDB (strichpunktiert). Ein analog zu den Spiegeln 45.1 bis 45.3 ausgebildeter Spiegel 45.4, dessen reflektierende Oberfläche 69 parallel zur optischen Achse 65 angeordnet ist, lenkt den Strahl LDB hier so auf die Kornea 24.4, dass der Strahl LDB näherungsweise senkrecht auf die periphere Kornea 24.4 auftrifft, so dass auch periphere Dickenmessungen der Kornea 24.4 ermöglicht werden. Der Messstrahl SDB, der nur leicht durch die Strahlablenkeinheit 67 aus der optischen Achse 65 ausgelenkt wird, trifft nicht auf den Spiegel 45.4 auf. Es ist nicht nötig, dass der Strahl SDB auf den Spiegel 45.4 auftrifft, weil der Strahl SDB noch genügend nahe an der zentralen Stelle 70 (bis ca. 1 mm) der Kornea 24.4 auftrifft, so dass die Abweichung vom senkrechten Einfall noch genügend klein ist, um ein Interferenzsignal zu detektieren. Erst für periphere Bereiche 71 der Kornea 24.4, bei denen deren Krümmung sich bereits bemerkbar macht, muss diese Oberflächenkrümmung durch ein "Abknicken" des Strahls LDB mit dem Spiegel 45.4 korrigiert werden.

Figur 6 zeigt eine beispielsweise Anordnung eines Messarms 73, welcher anstelle der Messarme 31, 49a und 54 verwendet werden kann. Der Messarm 73 weist eine polarisationserhaltende Faser 74 auf, welche mit einem Stecker 75 für diese polarisations erhaltende Faser 74 mit einer zu einem der Faserkoppler 29.1, 29.2 oder 53b führenden Faser 76 verbunden ist. Es kann auch ein Stecker für nicht polarisationserhaltende Fasern verwendet werden. Im Gegensatz zur "normalen" Monomodefaser 76 kann die Lage der polarisationserhaltenden Faser 74 geändert werden, ohne dass dies Auswirkungen auf das erzeugte Interferenzsignal hat. Durch eine einstellbare Winkel- lage des Steckers 75 ist es möglich, die Polarisationsrichtung des aus dem Faserende 77 der Faser 74 austretenden Freiraummessstrahls 79 an die Polarisationsrichtung der Strahlung im Referenzarm 30, 49b bzw. 56b anzupassen. Infolge der in **Figur 6** skizzierten Ausgestaltung des Messarms 73 kann auf die in den **Figuren 2 bis 4** und 9 in den dortigen Messarmen 31, 49a bzw. 54 notwendigen Polarisationskontrollen 33.1, 33.2 bzw. 33.3 verzichtet werden. Der Messarm und damit die gesamten Messeinrich-

tungen können durch den Wegfall der Polarisationskontroller 33.1, 33.2 bzw. 33.3 kleiner und billiger gebaut werden.

Figur 7 zeigt ein Flussdiagramm, welches ein Verfahren bei der Abtragung für LASIK [Laser-assisted in situ Keratomileusis] darstellt. Das Ziel der LASIK sowie auch der anderen "refraktiven Operationen" wie z.B. PRK oder LASEK ist, Fehlsichtigkeiten, wie Kurz- oder Weitsichtigkeit, derart zu korrigieren, dass auf eine Brille bzw. Kontaktlinsen verzichtet werden kann. Es zeigt, wie und wann die Hornhautdickenmessungen benutzt werden, um die "LASIK-Operation" zu steuern. Dieses Flussdiagramm gilt sowohl für myope als auch hyperope LASIK. Der einzige Unterschied zwischen den Verfahren für die myope und hyperope LASIK besteht darin, dass für die Berechnung des Abtragungsdurchmessers als Funktion der Dioptrienänderung eine unterschiedliche Formel benutzt wird. LASIK ist eine refraktive Operation, bei der mit Hilfe eines Mikrokeratoms ein Kornealappen (Flap) von ca. 150 µm Dicke geschnitten wird. Dieser Lappen bleibt auf der einen Seite mit der Restkornea verbunden. Dieser Lappen wird dann umgeklappt. Auf das so freigelegte Stroma der Kornea werden dann Laserpulse geschossen, bis die gewünschte Abtragung erreicht ist. Nach Abschluss der Ablation wird der Kornealappen wieder zurückgeklappt und am ursprünglichen Ort plazierte.

In einem ersten Verfahrensschritt wird mit einer der oben beschriebenen Messeinrichtungen 1.1, 1.2 oder 1.3 die Dicke d_{mf} der Kornea mit Flap bestimmt. Die Wegvariationslänge Δz des Weglängenvariators 32.1, 32.2 bzw. 32.3 muss mindestens so groß sein, wie die auszumessende Dicke der Kornea. Interferenz tritt immer dann ein, wenn die Weglängen im Referenz- und im Messarm gleich lang sind. Da die Weglänge im Referenzarm mit den Weglängenvariators 32.1, 32.2 bzw. 32.3 geändert wird, wird nach Auswertung der mit dem Detektor 40 bzw. mit den beiden Detektoren 47a und 47b bzw. 63a und 63b detektierten Signale durch die betreffende Auswerteeinheit 11; 41, 50.1, sowie 50.2 jeweils ein Interferenzsignal festgestellt, wenn die Weglängen im Messarm bis zur Vorderseite der Kornea sowie bis zu deren Rückseite gleich groß sind wie die Weglängen im Referenzarm. Die beiden Interferenzen ergeben dann mit einer Differenzbildung die Dicke DMF der Kornea 24.1 mit Flap. Diese Dicke DMF wird in einem zur Auswerteeinheit gehörenden Datenspeicher abgespeichert.

In einem nächsten Verfahrensschritt wird der Flap aufgeschnitten und weggeklappt. Es wird nun eine erneute Dickenmessung DOF ohne Flap, analog zur obigen Beschreibung, durchgeführt. Der hierbei ermittelte Dickenwert DOF wird ebenfalls abgespeichert. Von der Auswerteeinheit wird nun eine kritische Dicke KD unter Beachtung der Korneadicke mit und ohne Flap DMF und DOF sowie eventuell weiteren Pati-

enten-spezifischen Parametern ermittelt. Die kritische Dicke **KD** ist ein Dickenwert der Kornea, der u. a. aus Stabilitätsgründen nicht unterschritten werden darf. Es wird nun ein erster Laserpuls zur ersten Teilablation der Kornea vorgenommen und anschließend die momentane Dicke **MD** der Kornea mit dem oben erläuterten Messverfahren ermittelt. Eine Differenz zwischen Dickenwert **DOF** der Kornea ohne Flap und diesem momentanen Dickenwert **MD** ergibt einen Dickenabtragungswert d_{ab} pro Laserpuls. Da nun der Dickenabtragungswert d_{ab} pro Laserpuls bekannt ist, kann einwandfrei ermittelt werden, wieviel Laserpulse zur Abtragung der Kornea für eine vorgegebene Kornearestdicke d_{rest} notwendig sind. Die Anzahl notwendiger Laserpulse wird derart bestimmt, dass eine vorgegebene kritische Korneadicke **KD** nicht unterschritten wird. Vorgängig ist eine Dickenmessung mit Flap vorgenommen worden. Eine kritische Restdicke der Kornea kann von deren Ausgangsdicke abhängig sein. Bevorzugt wird man diese kritische Restdicke **KD** gemäß nachstehender Formel ermitteln:

$$KD = a \cdot DMF - b,$$

wobei **DMF** die Ausgangsdicke der Kornea (d. h. vor der ersten Intervention an der Kornea) ist. Die Größen a und b werden vom Anmelder ermittelt. Als gegebenenfalls zu korrigierende Standardwerte sind $a = 0,58$ und $b = 30 \mu m$.

Anstatt den Flap aufzuschneiden und wegzuklappen, kann auch das Epithel weggeschabt werden. In diesem Fall wird einmal die Dicke der Kornea mit dem Epithel und einmal nach Entfernen des Epithels gemessen. In den angeführten Verfahrensablauf wird dann der Wert **DMF** durch den Dickenwert mit Epithel **DME** und **DOF** durch denjenigen ohne Epithel **DOE** ersetzt. **Figur 8** zeigt das hierzu gehörende Flussdiagramm, welches ein Verfahren bei der Abtragung für PRK (photorefraktive Keratektometrie) darstellt. Es zeigt, wie und wann die Hornhautdickenmessungen benutzt werden, um die PRK-Operation zu steuern. Dieses Flussdiagramm gilt sowohl für myope als auch hyperope Korrekturen. Der einzige Unterschied zwischen dem Verfahren für die myope und hyperope PRK besteht darin, dass für die Berechnung des Abtragungsdurchmessers als Funktion der Dioptrienänderung eine unterschiedliche Formel benutzt werden muss.

Figur 9 zeigt eine weitere Ausführungsvariante. Es wird hier eine periphere Koronadickenmessung oder Skleradickenmessung vorgenommen. Der Messstrahl und der Behandlungsstrahl verlaufen nun nicht mehr miteinander. Im Gegensatz zu der in **Figur 2** skizzierten Vorrichtung 1.1 wird hier die Messstrahlung mit einem Faserkopppler **85** in mehrere Teilstrahlungen aufgeteilt, wobei die Teilstrahlungen in Strahlungs-

leitern **86a**, **86b**, ... mit bevorzugt einer ringförmigen Anordnung um einen Strahl **87** eines Behandlungslasers **89** herum angeordnet sind. Mit dieser Anordnung können periphere Hornhautdickenmessungen vorgenommen werden. In **Figur 9** sind der Übersichtlichkeit wegen nur zwei aus den beiden Strahlungsleitern **86a** und **86b** austretende Teilstrahlen **88a** und **88b** gezeichnet. Die aus den Fasern austretenden Messstrahlen **88a**, **88b**, ... werden durch eine Optik **90** auf die Kornea **24.6** oder die Sklera fokussiert. Der Durchmesser der ringförmigen Anordnung kann manuell oder automatisiert verändert werden, so dass die Korneadicke an verschiedenen konzentrischen Ringen mit unterschiedlichem Durchmesser gemessen werden kann. Das Interferenzsignal wird hier mit einem Detektor **94** detektiert und mit einer Signalverarbeitungseinheit **50.3** verarbeitet.

Eine Selektion unterschiedlicher Messorte kann durch eine entsprechende Ausbildung des Faserkopplers **85** erreicht werden. Dieser Faserkoppler **85** kann beispielsweise als faseroptischer Schalter ausgebildet sein, der in kurzer zeitlicher Abfolge die Strahlung von einem Strahlungsleiter in einen anderen Strahlungsleiter umschaltet. Somit sind die Interferenzsignale verschiedener Messorte zeitlich voneinander getrennt und können dadurch dem Messort zugeordnet werden. Die Schaltzeiten liegen typischerweise im Millisekundenbereich.

Anstelle des oben erwähnten Faserkopplers **85** kann auch ein wellenlängenselektiver Faserkoppler verwendet werden. Hierbei wird eine breitbandige Strahlung der Strahlungsquelle **26.3** im Frequenzraum auf mehrere Strahlungsleiter aufgeteilt. Die in den einzelnen Strahlungsleitern geführten Strahlungen sollten sich im Frequenzraum möglichst nicht überlappen. Auf der Detektorseite wird dann ein weiterer (nicht dargestellter) wellenlängenselektiver Faserkoppler verwendet, der die Strahlung auf eine den Teilfrequenzen entsprechende Anzahl Detektoren führt. Jedem Messort ist dann ein Detektor zugeordnet.

Figur 10 zeigt ebenfalls ein Ausführungsbeispiel zur peripheren Korneadickenmessung oder Skleradickenmessung, wobei auch hier ein Bündel Messstrahlen **91** nicht in den Strahlengang **92** eines Behandlungslasers **93** eingekoppelt wird. Analog zur Ausführung in **Figur 9** wird auch hier eine von einer Strahlungsquelle **26.4** kommende Messstrahlung **95** mit einem Strahlteiler **96** in einen Messarm und einen Referenzarm **97a** und **97b** aufgeteilt. Im Referenzarm **97b** wird, wie bereits oben erläutert, eine Referenzstrahlung **99** zu einem Weglängenvariator **100** geführt, mit einer optischen Weglängenvariation beaufschlagt und zurückreflektiert. Eine Messstrahlung **101** wird im Messarm **97a** mit einem Kollimationsarray **102** in mehrere Messstrahlen **91**

aufgeteilt, wobei dann jeder Teilstrahl in einen Leiter eines Leiterbündels **103** eingekoppelt wird. Die Leiter des Bündels **103** sind in einer vorgegebenen Konfiguration vor einer auszumessenden Kornea **24.7** angeordnet. Die Leiter können kreisringförmig konfiguriert werden. Die von der Vorder- und Rückseite der Kornea **24.7** reflektierte

5 Strahlung gelangt wieder in die einzelnen Leiter des Bündels **103** und wird durch das Kollimatorarray **102** in eine "Freiraumstrahlung" geformt, welche mit der vom Weglängenvariator reflektierte Strahlung interferiert. Die interferierende Strahlung wird mit einem ein- oder zweidimensionalen Detektorarray **105** detektiert und analog zu den oben

gemachten Ausführungen mit einer parallelen Verstärkerschaltung, einer parallelen

10 Filterschaltung, eventuell einer parallelen Gleichrichterschaltung und eventuell einer parallelen Enveloppenbildungsschaltung verarbeitet. Diese gesamte parallele Schaltung von der Photodetektion bis zur Enveloppenbildung kann beispielsweise auf einem CMOS-Chip integriert werden.

Die oben beschriebene Erfindung ermöglicht es vor, während und nach der

15 Epithelentfernung oder vor, während und nach dem Aufschneiden eines Kornealap-pens die Korneadicke an einer oder mehreren Stellen der Kornea in Echtzeit zu mes-sen. Die Erfindung ermöglicht es auch, vor, während und nach der photorefraktiven Korneabehandlung die Korneadicke an einer oder mehreren Stellen der Kornea zu

20 messen. Die Erfindung kann zudem die Messdaten liefern, die nötig sind, um die Kor-neatopographie, die Krümmungsradien auf der Korneaoberfläche und die Korneaele-vation zu bestimmen. Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann bei verschiedenen chi-rurgischen Techniken verwendet werden (PRK, PTK, LASIK, LASEK). Die Vorrichtung kann einerseits verwendet werden, um den Behandlungslaser so zu steuern, dass eine

vorher vorgegebene (eventuell patientenspezifische) kritische Korneadicke bei der

25 Korneaabtragung nicht unterschritten wird. Vor allem bei der sogenannten LASIK-Technik kommt es vor, dass diese kritische Restdicke unterschritten wird. Ein Unter-schreiten dieser kritischen Restdicke kann zu schweren Komplikationen führen. Der Erfindungsgegenstand wird bevorzugt mit einer Software und einer Verbindung zum Behandlungslaser derart ausgerüstet, dass aufgrund der Echtzeit-Messung der Kor-

30 neadicke der Lasereingriff selbsttätig steuerbar ist. Bei Bedarf können somit Laserpa-rameter so abgeändert werden, dass dennoch eine vorgegebene Dioptrienänderung durchgeführt werden kann, ohne die kritische Korneadicke zu unterschreiten. Dies wird erreicht, indem der Durchmesser der Ablationszone bei Bedarf während der Behand-

lung verkleinert wird. Durch die Verkleinerung des Durchmessers der Ablationszone

35 wird die vorgegebene Dioptrienänderung schon bei einer geringeren Ablationstiefe er-reicht, so dass die Gefahr, die kritische Korneadicke **KD** zu unterschreiten, gebannt ist.

Für die Myopiekorrektur ist der Zusammenhang zwischen Dioptrienänderung, Durchmesser der Ablationszone und der zentralen Ablationstiefe näherungsweise durch folgende Formel, gemäß Cornea, Vol. III, Surgery of the Cornea and Conjunctiva, Jay H. Krachmer, Mark J. Mannis, Edward J. Holland; Mosby, 1997, gegeben:

5
$$t_0 = - (S^2 D) / 3,$$

wobei t_0 die maximale Abtragungstiefe auf der optischen Achse in μm , S der Durchmesser der Abtragungszone in mm und D die Dioptrienänderung in dpt bedeutet. Bei der Hyperopiekorrektur gilt näherungsweise dieselbe Formel, jedoch bedeutet t_0 in diesem Fall die maximale Abtragungstiefe in der Peripherie der Kornea, wobei vorausgesetzt ist, dass im Zentrum der Kornea keine Abtragung stattfindet. Genauere und allgemeinere Formeln für die Dioptrieänderung als Funktion der Abtragung befinden sich ebenfalls in der oben genannten Literatur.

Der Messstrahl kann an verschiedenen Orten der als Behandlungslasergerät ausgebildeten Vorrichtung eingekoppelt werden. Dabei sind die Orte mit Umlenkspiegeln zu bevorzugen. Eine Einkopplung an diesen Orten ist einfach, da lediglich der Umklenkspiegel durch einen entsprechend für die Wellenlängen der verwendeten Strahlungen ausgebildeten Strahlteiler zu ersetzen ist.

Der Strahlenteiler (oder Teilerspiegel) ist Bestandteil der Einkopplungsoptik 37.1 bis 5. Die Einkopplungsoptik 37.1 bis 5 besteht neben diesem Strahlenteiler aus einer Singlemodefaser, einem Faserstecker und einer Linse (oder einem Linsensystem), Dabei ist die Reihenfolge dieser Komponenten in Richtung vom Faserkoppler zum Auge folgendermassen: Singelmodefaser 35 bzw. 74, Faserstecker 36.1b bzw. 77, Linse (oder Linsensystem), Strahlenteiler (oder Teilerspiegel). Faserstecker und Linse (oder Linsensystem) bilden dabei die Strahlformungseinheit 6. Die Strahlformungseinheit 6 hat die Aufgabe, den Messstrahl so zu formen, dass sein Strahlquerschnitt einerseits die von dem Behandlungsgerät vorgegebenen Öffnungsdurchmesser möglichst nicht überschreitet und andererseits (in Kombination mit der vom Behandlungsgerät vorgegebenen Optik) auf der Kornea fokussiert wird.

Die Verwendung hier von zwei Linsen bei der Strahlformungseinheit 6 ist nicht zwingend; es können statt dessen auch Scannerspiegel verwendet werden.

Der Messstrahl kann nicht nur an denjenigen Orten des Behandlungslasergerätes, an denen ein Umlenkspiegel vorliegt, eingekoppelt werden. Es kann auch im Strahlengang einer Videokamera oder eines Fixationslasers, welche beide in der Regel in einem Behandlungsgerät vorhanden sind eingekoppelt werden. In diesem Fall ist

aber ein zusätzlicher Strahlenteiler nötig. Dieser Strahlenteiler teilt dann entweder die Strahlung des Messstrahls und die Strahlung des Fixationslasers. Da die Wellenlänge des Messstrahls von 1300 nm sich sowohl stark von der normalerweise für die Videokamera benutzen Strahlungswellenlänge von ca. 850 nm als auch stark von der normalerweise benutzten Wellenlänge des Fixationslasers von ca. 650 nm unterscheidet, ist die Beschichtung des benötigten Strahlungsteilers einfach herstellbar.

Die Messeinrichtung 1.1, 1.2 bzw. 1.3 können zusammen mit einem Stereomikroskop - in der Regel mit einem großen Arbeitsabstand von ca. 30 cm - verwendet werden. Der Messstrahl eines oben und in Varianten auch noch unten beschriebenen Kurzkohärenzreflektometers kann nun in einen der beiden Strahlengänge des Stereomikroskops eingeblendet werden. Soll zudem eine Videokamera vorgesehen werden, kann mit einem Strahlteiler gearbeitet werden. Nachteilig ist bei einer Einkopplung des Messstrahls in den Strahlengang eines Stereomikroskops ein nicht mehr senkrechtes Auftreffen des Messstrahls auf der Kornea. Zur Erzeugung eines Stereobeobachtungseffektes müssen nämlich die beiden Beobachtungsstrahlen zueinander geneigt sein. Ein Messstrahl der Messeinrichtung kann auch in die optische Achse eines Stereomikroskops geführt und dort mit einem kleinen Umlenkspiegel (mittig zwischen den beiden Beobachtungsstrahlen), welcher die beiden Stereobeobachtungsstrahlengänge so wenig wie möglich stören sollte, durch das Objektiv auf eine zu behandelnde bzw. auszumessende Kornea geführt werden. In diesem Fall muss die numerische Apertur des Stereomikroskops genügend groß sein, um die spekulär reflektierende Messstrahlung aufzunehmen. Anderenfalls muss die Empfindlichkeit der Photodetektoren 40, 47a, 47b bzw. 63a und 63b der Messeinrichtung 1.1, 1.2 bzw. 1.3 genügend hoch sein, um die in den gesamten Halbraum zurückgestreute Messstrahlung zu detektieren.

Bei einer weiteren Verwendungsvariante der Messeinrichtungen 1.1, 1.2 bzw. 1.3 zusammen mit einem Stereomikroskop fällt die optische Achse des Stereomikroskops und die Achse des Behandlungsstrahlengangs zusammen. Für die Messstrahlung der Messeinrichtungen 1.1, 1.2 bzw. 1.3 ist dann ein Strahlteiler in jedem Stereobeobachtungsgang, d. h. außerhalb des Behandlungsstrahlengangs angeordnet. Im Gegensatz zur vorgängigen Ausführungsvariante sind hier Bedingungen an die numerische Apertur des Stereomikroskops und die Empfindlichkeit der Photodetektoren weniger streng. Wird auf eine Stereobetrachtung verzichtet, so können die einzelnen "Stereostrahlengänge" für unterschiedliche Verwendungen benutzt werden. Es kann beispielsweise einer der beiden Strahlengänge für eine Videobetrachtung verwendet werden.

Eine weitere Ausführungsvariante ist in **Figur 11** dargestellt, wobei hier eine Messeinrichtung **1.6** gegenüber den Messeinrichtungen **1.1**, **1.2**, **1.3** und **1.4** in den **Figuren 2, 3, 4** und **9** leicht variiert ist. Die Messeinrichtung arbeitet auch hier mit einem Stereomikroskop **133** zusammen. Die freie Messstrahlung **135** wird jedoch hier mit einem ersten Strahlteiler **137a** in den einen Strahlengang **139a** des Mikroskops **133** eingekoppelt und mit einem weiteren Strahlteiler **137b** nach Reflexion an Vorder- und Rückseite der auszumessenden Kornea **24.8** aus dem anderen Strahlengang **139b** ausgekoppelt. Die Messeinrichtung **1.6** hat hier zwei Faserkoppler **140a** und **140b** und zwei Detektoren **142a** und **142b**. Mit dem Faserkoppler **140a** wird die von einer Strahlungsquelle **26.5** kommende Strahlung in einen Strahlungsleiter **143** und in einen Referenzarm **144** mit einem Weglängenvariator **32.4**, wie bereits oben erläutert, aufgeteilt. Die im Strahlungsleiter **143** geführte Strahlung wird, analog zu den oben beschriebenen Ausführungsvarianten mit einer Auskopplungseinheit (Kollimatoreinheit) **37.4** zum parallelen Freiraumstrahl **135** geformt. Der von der Kornea **24.8** reflektierte und vom Strahlteiler **137b** umgelenkte Freiraumstrahl **147** wird mit einer Einkopplungseinheit (Kollimatoreinheit) **37.5** in einem Strahlungsleiter **150** eingekoppelt. Der Strahlungsleiter **150** ist mit dem Faserkoppler **140b** verbunden. Im Faserkoppler **140b** interferieren dann der vom Weglängenvariator **32.4** reflektierte Strahlungsteil, der über einen Strahlungsleiter **151** vom Faserkoppler **140a** zum Faserkoppler **140b** geleitet wird, mit dem über den Strahlungsleiter **150** kommenden, an der Kornea **24.8** reflektierten Strahlungsteil. Die optische Weglänge vom Faserkoppler **140a** über den linken und rechten Strahlengang **139a** und **139b** des Mikroskops **133** bis zum Faserkoppler **140b** muss mit einer durch die Kohärenzlänge der Strahlungsquelle **26.5** gegebenen Toleranz gleich lang sein wie diejenige vom Faserkoppler **140a** zum Weglängenvariator **32.4** und zurück bis zum Faserkoppler **140b**. Im Faserkoppler **140b** entsteht dann bei einer derartigen Übereinstimmung der Weglängen eine Interferenz der zwei durch den Faserkoppler **140a** getrennten Strahlungen. Die Interferenz wird von den beiden Detektoren detektiert, wobei auch ein einziger Detektor ausreichend ist, wenn der Signalrauschanteil gering ist.

Unabhängig von Ort und Art einer Einkopplung der Messstrahlung in den Strahlengang eines Mikroskops können auch ermittelte Messwerte und andere Informationen, wie die momentane Restdicke der Kornea oder die noch fehlende Distanz bis zur kritischen Dicke d_{krit} der Kornea bildtechnisch eingekoppelt werden. Diese Daten können als Zahlen und/oder Buchstaben und/oder unterschiedliche Farbkennzeichnungen über einen (nicht dargestellten) Strahlungsteiler in das Okular des Mikroskops eingeblendet werden.

Es kann auch eine Taste oder ein Fußpedal vorgesehen werden, um einen Zeitpunkt festzulegen, an dem der zum betreffenden Zeitpunkt anstehende Messwert hervorhebend gekennzeichnet, mit dieser Hervorhebung in einem Speicher abgespeichert und/oder auf einer Anzeige oder einem Monitor mit dieser Hervorhebung dargestellt

5 wird. Besondere Zeitpunkte können beispielsweise sein:

- der Zeitpunkt unmittelbar vor oder nach dem Aufsetzen eines Saugrings eines Mikrokeratoms,
- der Zeitpunkt unmittelbar vor oder nach dem Schneiden eines kornealen Flaps,
- 10 ➤ der Zeitpunkt unmittelbar vor oder nach dem Wegkratzen des Korneaepitheliums,
- der Zeitpunkt unmittelbar vor oder nach dem Spülen der Kornea und/oder der Sklera,
- der Zeitpunkt unmittelbar vor dem ersten bzw. dem letzten Laserpuls oder
- 15 ➤ der Zeitpunkt unmittelbar vor oder nach dem Zurückklappen eines kornealen Flaps.

Mit der oben erläuterten Messung kann eine Verdünnung der Kornea gemessen und mit einer geplanten Verdünnung graphisch und rechnerisch verglichen werden. Es können auch verdünnungsrelevante Faktoren wie z. B. Wasserverdampfung aus der Kornea und/oder verdickungsrelevante Faktoren, wie Schwellungen durch einen chirurgischen Eingriff ermittelt werden. Die pro Zeiteinheit ermittelte Wasserverdampfung wird dann dazu benutzt, einen chirurgischen oder therapeutischen Laserstrahl in Echtzeit zu steuern. Korneadickenwerte, welche eine Funktion der Luftfeuchtigkeit und der Lufttemperatur sind, wird man abspeichern und bei der Ablation heranziehen, um Umgebungsbedingungen im Operationsraum auszugleichen. Es können auch typische Korneadickenwerte betreffend Alter, Geschlecht und Zusammensetzung der Kornea sowie deren Temperaturverhalten abgespeichert und zur betreffenden Behandlung dann abgerufen werden.

Durch die oben beschriebenen Verfahren konnte zudem ermittelt werden, dass eine patientenunabhängige Abtragungsrate der Kornea für zufriedenstellende Ergebnisse nicht ausreichend ist. Es kann auch nicht, wie bisher üblich, vorausgesetzt werden, dass der Abtragungslaser während der gesamten Abtragung pro Laserpuls eine konstant dicke Korneaschicht abträgt. Eine Eichung einer Abtragungsrate nur einmal in

einem vorgegebenen Zeitrahmen (bisher meist ein Tag) ist somit nicht ausreichend. Es kann sich zudem der Wassergehalt und die Verdünnung der Kornea infolge Verdampfung des in der Kornea enthaltenen Wassers patientenabhängig ändern.

Um die Korneadickenmessung mit der beabsichtigten Abtragung des Lasers zu korrelieren, genügt es demnach nicht, nur die Korneadicke zu einem vorgegebenen Zeitpunkt zu kennen. Es ist nämlich zudem für eine optimale Behandlung notwendig, auch den Zeitpunkt des vollzogenen Flapschneidens oder den Zeitpunkt der vollzogenen Epithelabkratzung und dann die Korneaverdünnung pro Zeiteinheit infolge Verdampfung zu kennen. Auch kann sich die Korneadicke nach einer Behandlung aus verschiedenen Gründen noch ändern.

Die Laserabtragungspulse können nun aufgrund von eingegebenen Erfahrungswerten automatisch gesteuert werden. Diese Erfahrungswerte können beispielsweise vom Alter, Geschlecht und der Krankengeschichte abhängen. Die Erfahrungswerte können aber auch mit dem oben beschriebenen Messverfahren vorerst ohne Ablation ermittelt werden.

Die oben beschriebenen Korneadickenmessungen können noch mit einer Distanzmessung und/oder einer "Ausrichtungsmessung" ergänzt werden, um die gewünschte Abtragung auch dann exakt auszuführen, wenn das Abtragungsverhalten des Lasers abhängig von der Position des Patientenauges wäre. Je nach numerischer Apertur des Laserstrahls und der Operationstechnik ist dieser Einfluss vernachlässigbar oder muss berücksichtigt werden. Wird eine Distanzänderung zwischen einem Referenzpunkt und der Patientenkornea berücksichtigt, kann die Abtragungsrate besser gesteuert werden. Jeder Laserstrahl hat nämlich eine gewisse Divergenz, welche bei einer Veränderung der Position des Patientenauges in der Ausbreitungsrichtung des Strahles einen veränderten Strahldurchmesser auf dem Auge hervorruft.

Die numerische Apertur des Messstrahls gibt eine maximale Winkeltoleranz vor, mit der das Auge (oder die Kornea) des Patienten von einer optimal ausgerichteten Lage ohne Verlust des Messsignals abweichen darf. Fixiert nämlich der Patient nicht exakt einen Fixationslaserpunkt, so trifft der Messstrahl nicht mehr senkrecht auf die beiden Korneaflächen. Der Messstrahl wird nicht mehr in sich selbst rückreflektiert, wodurch kein Messsignal detektiert werden kann. Es erfolgt dann ein automatischer Unterbruch der Korneaablation, da sich ansonsten Ablationsfehler ergeben würden.

Würde zur Überwachung lediglich eine CCD-Kamera verwendet werden, so könnte nur ermittelt werden, wie weit die Mitte der Pupille von der Abtragungslaserach-

se entfernt ist. Bei dieser Überwachungsmethode kann aber nicht zwischen einer lateralen Verschiebung der Kornea und einer mangelhaften winkelmäßigen Ausrichtung unterschieden werden.

Der die refraktiven Daten ebenfalls beeinflussende Wassergehalt der Kornea lässt sich durch eine Messung mit zwei unterschiedlichen Messwellenlängen bestimmen, wobei eine Wellenlänge z. B. im Bereich zwischen 450 nm und 1300 nm und die andere Wellenlänge nahe an einem Absorptionsmaximum von Wasser liegt. Das Absorptionsmaximum von Wasser liegt bei einer Wellenlänge von 1800 nm und 400 nm. Bei einer Korneaverdünnung infolge einer Wasserverdampfung ändert sich die von der einen Wellenlänge gemessene Korneadicke anders als die von der anderen Wellenlänge. Aus diesen unterschiedlichen Werten kann auf den Wassergehalt geschlossen werden.

Eine Anordnung zur Ermittlung des Wassergehaltes zeigen die **Figuren 12** und **13**. Der in **Figur 12** dargestellte Aufbau hat zwei Strahlungsquellen **26.6** und **26.7**, welche analog zu obigen Ausführungen Strahlungen mit unterschiedlicher Wellenlänge λ_1 und λ_2 emittieren. Die beiden Strahlungen mit unterschiedlicher Wellenlänge werden in einem einzigen Strahlungsleiter zu einem Faserkoppler **155** geführt. Aus dem Faserkoppler **155** führt ein Wellenleiter **156** über einen Polarisationskontroller **157.1** und eine optische Einheit (Behandlungsgerät) **159.1** zur Kornea **24.9**. Vom Faserkoppler **155** führt ein weiterer Strahlungsleiter **160** zu einem Weglängenvariator **32.5**. Das Interferenzsignal wird vom Faserkoppler **155** über einen Strahlungsleiter **161** und einer Auftrennung auf die unterschiedlichen Wellenlängen auf zwei Detektoren **162a** und **162b** geführt. Die Signale der beiden Detektoren **162a** und **162b** werden in einer Auswerteschaltung **163.1** zur Ermittlung des Wassergehaltes ausgewertet. Die jeweiligen Resultate können dann auf einem Bildschirm **164.1** graphisch dargestellt werden.

Eine hierzu analoge Anordnungsvariante ist in **Figur 13** dargestellt. Auch hier werden zwei Strahlungsquellen **26.8** und **26.9**, welche Strahlungen mit unterschiedlicher Wellenlänge λ_1 und λ_2 aussenden, zwei Detektoren **162c** und **162d** für die Interferenzsignale der unterschiedlichen Wellenlängen λ_1 und λ_2 , ein Weglängenvariator **32.5**, eine optische Einheit **159.2**, eine Auswerteschaltung **163.2**, ein Polarisationskontroller **157.2** und ein Bildschirm **164.2** sowie zwei Faserkoppler verwendet.

Über einen Strahlteiler können die oben beschriebenen Korneadickenmessgeräte bzw. Distanzmessgeräte [Distanzmessung von einem Referenzpunkt zur Korneavorderseite) zu einem neuartigen Laser-Keratom integriert werden. Neben den bereits

oben angeführten Vorteilen ist dann zusätzlich eine Messung der Flapdicke mit Mikrometergenauigkeit möglich. Mit diesem Laser-Keraton wird mit kurzen Pulsen bevorzugt im Femtosekundenbereich ein kornealer Flap geschnitten. An das Flapschneiden schliesst dann die bereits oben beschriebene Abtragung der Kornea an.

- 5 Bisher wurde der Flap mechanisch mit einem sogenannten Mikrokeratom unter Verwendung einer motorisierten Klinge geschnitten. Die bekannten Mikrokeratome hatten einen Saugring, mit dem sie auf die Augenoberfläche gepresst wurden, um ein Verrutschen während des Schneidvorgangs zu verhindern. Bei dem bekannten Verfahren traten oftmals Schneidfehler ("free caps", "button holes") auf, zudem entstand
- 10 durch die mechanische Augenberührung ein zwar kurzzeitiger, aber doch unerwünschter Überdruck im Auge. Mit dem neuen Laser-Keratom werden diese Nachteile vermieden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Materialablation von der Oberfläche eines strahlungstechnisch transparenten oder diffusiven Gegenstands (**24.1 bis 24.10**), in dem eine Vielzahl hintereinander folgender Teilablationsvorgänge insbesondere strahlentechnisch vorgenommen werden, wobei vor und/oder nach jedem Teilablationsvorgang der relative Abstand des Teilablationsbereichs von einem Referenzwert zusammen mit der tatsächlichen Gegenstandsdicke Michelson-interferometrisch selbsttätig bestimmt und lediglich sofern ein vorgegebener Abstandswert innerhalb einer Toleranz ermittelt wurde, entsprechend dem jeweils ermittelten Dickenwert ein nachfolgender Teilablationswert selbsttätig derart vorgegeben wird, dass nach Ablation sende ein vorgegebener Dickenverlauf, insbesondere ein zwei- bevorzugt ein dreidimensionales Dickenprofil des bearbeiteten Gegenstands (**24.1 bis 24.12**) erhalten wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Winkellage des Teilablationsbereichs, insbesondere dessen Abweichung von einer vorgegebenen Winkellage ermittelt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass als Gegenstand (**24.1 bis 24.10**) ein lebendes organisches Gewebe, insbesondere die Augenkornea teilweise, vorzugsweise mittels Laserstrahlung, abgetragen wird, wobei jede Teilablation mittels einer Strahlungseinwirkung erfolgt, deren jeweilige Daten (Ablationsdurchmesser und/oder Intensität und/oder Energie und/oder Pulslänge und/oder Anzahl Pulse in Abhängigkeit des jeweils gemessenen Dickenwerts selbsttätig eingestellt werden sowie vorzugsweise selbsttätig vor Beginn einer Materialablation die Gegenstandstopographie durch ein flächiges, nicht bearbeitendes Abscannen der Gegenstandsoberfläche ermittelt, abgespeichert sowie nach und/oder vor jeder folgenden Teilablation ein neuer Dickenwert des zu ablatierenden bzw. ablatierten Bereichs ermittelt wird, wobei dieser Wert dann zur Korrektur der aktuellen Gegenstandstopographie verwendet wird.

4. Vorrichtung mit einer Laserstrahlungsquelle (7, 89, 93) zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 3 zur Materialablation von der Oberfläche eines strahlungstechnisch transparenten oder diffusiven Gegenstands (24.1 bis 24.10) , **gekennzeichnet durch** eine Steuereinrichtung (11), eine von der Steuereinrichtung (11) gesteuerte Laserstrahlungsquelle (7), eine Messeinrichtung (1.1 bis 1.6) mit einem Michelson-Interferometer vorzugsweise mit einer Zentrumswellenlänge einer Messstrahlungsquelle (32.1 bis 32.4) im Bereich von 1'310 nm und insbesondere einer Monomode-Faser für diese Wellenlänge im Referenzarm (30; 49b; 56a, 56b, 32.3; 144), damit die optische Weglänge in Luft im Messarm (31; 49a; 54) einwandfrei kompensierbar ist, sowie eine mit der Steuereinrichtung (11) signalmäßig verbundene elektronische Auswerteeinheit (41, 50.1, 50.2), welche aus den mit der Messeinrichtung (1.1 bis 1.6) ermittelten Messwerten den relativen Abstand des Teilablationsbereichs von einem Referenzwert zusammen mit der Gegenstandsdicke und aus letzteren ein vorgegebener Dickenverlauf, insbesondere ein zwei- bevorzugt dreidimensionales Dickenprofil des Gegenstands (24.1 bis 24.10) ermittelt und aufgrund des ermittelten Dickenprofils die Laserstrahlungsquelle steuert, wobei diese nur freigegeben wird, sofern die Steuereinrichtung einen in einem vorgegebenen Toleranzbereich liegenden abgespeicherten Abstandswert und/oder insbesondere eine Neigung des Teilablationsbereichs innerhalb abgespeicherter Toleranzwerte ermittelt hat.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, **gekennzeichnet durch** eine Strahlablenkeinheit (19, 67), mit der, durch die Steuereinrichtung steuerbar, der Laserstrahl der Laserstrahlungsquelle über die Gegenstandsoberfläche, insbesondere über eine Augenkornea linear, vorzugsweise flächig zur Ermittlung eines dreidimensionalen Dickenprofils des Gegenstands ablenkbar ist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Michelson-Interferometer der Messeinrichtung (1.4; 1.5) einen Referenz- und einen Messarm hat, wobei der Messarm eine Mehrfach-Strahlteilereinheit (85, 102), insbesondere ein Kollimatorarray (102) hat, mit der bzw. dem der Messstrahl (101) in mehrere Messstrahlen aufspaltbar ist, welche insbesondere mit einem Faserbündel (86a,

86b; 103) auf den Gegenstand (**24.6; 24.7**) zur Ermittlung des Dickenverlaufs bevorzugt zur zwei- vorzugsweise zur dreidimensionalen Profilermittlung führbar sind und vorzugsweise das Interferometer einen als Detektorarray (**105**) ausgebildeten Detektor für die Interferenzen zwischen Referenz- und Messstrahlung hat.

5

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Strahlableitereinheit insbesondere als innen verspiegelter Hohlzylinder (**45.1** bis **45.5**) derart ausgebildet ist, dass der Messstrahl des Michelson-Interferometers bis auf eine Winkeltoleranz in von der optischen Achse (**65**) abweichenden Positionen senkrecht auch auf eine nach aussen gewölbte Oberfläche, insbesondere die Korneaoberfläche (**24.4**) trifft; damit vorzugsweise auch bei Patienten mit schlechter bzw. verminderter Fixationsfähigkeit und/oder unregelmäßiger Korneaoberfläche die Korneadicke in einem möglichst weiten Bereich um das Korneazentrum herum messbar ist.

15

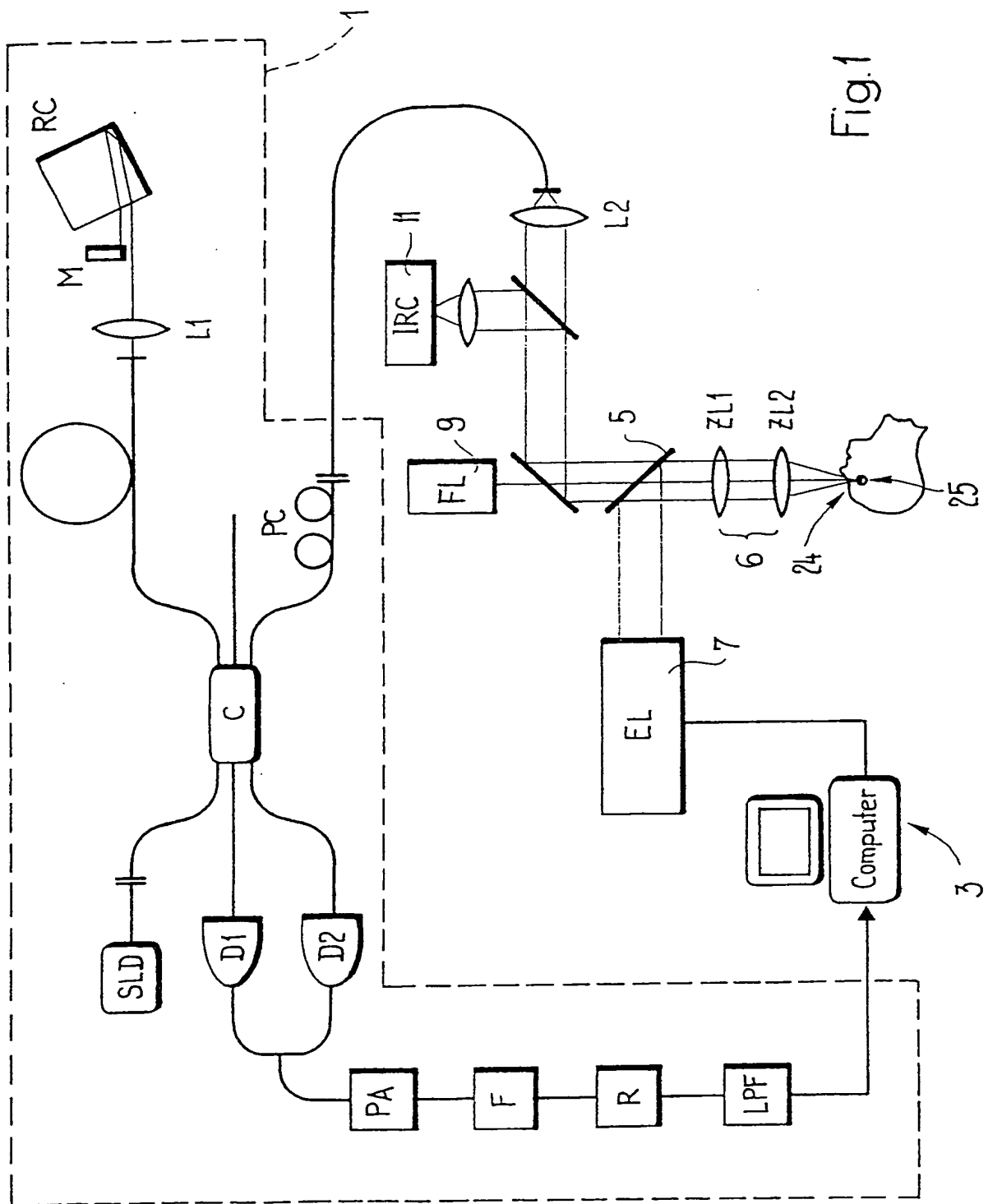
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Strahlableitereinheit derart ausgebildet ist, dass gesteuert von der Steuereinrichtung in Abhängigkeit des von der Steuereinrichtung ermittelten Dickenverlaufs und/oder der Gegenstandstopographie der auf die Kornea auftreffende Strahldurchmesser des Laserstrahls derart einstellbar ist, dass sich ein vorgegebener Durchmesser der Ablationszone auf der Korneaoberfläche ergibt, und/oder die Intensität des Laserstrahls auf der Korneaoberfläche derart einstellbar ist, dass eine vorgegebene Ablationstiefe erreichbar ist, wobei Durchmesser und Ablationstiefe in Echtzeit während der chirurgischen bzw. therapeutischen Behandlung selbsttätig einstellbar sind.

20

25

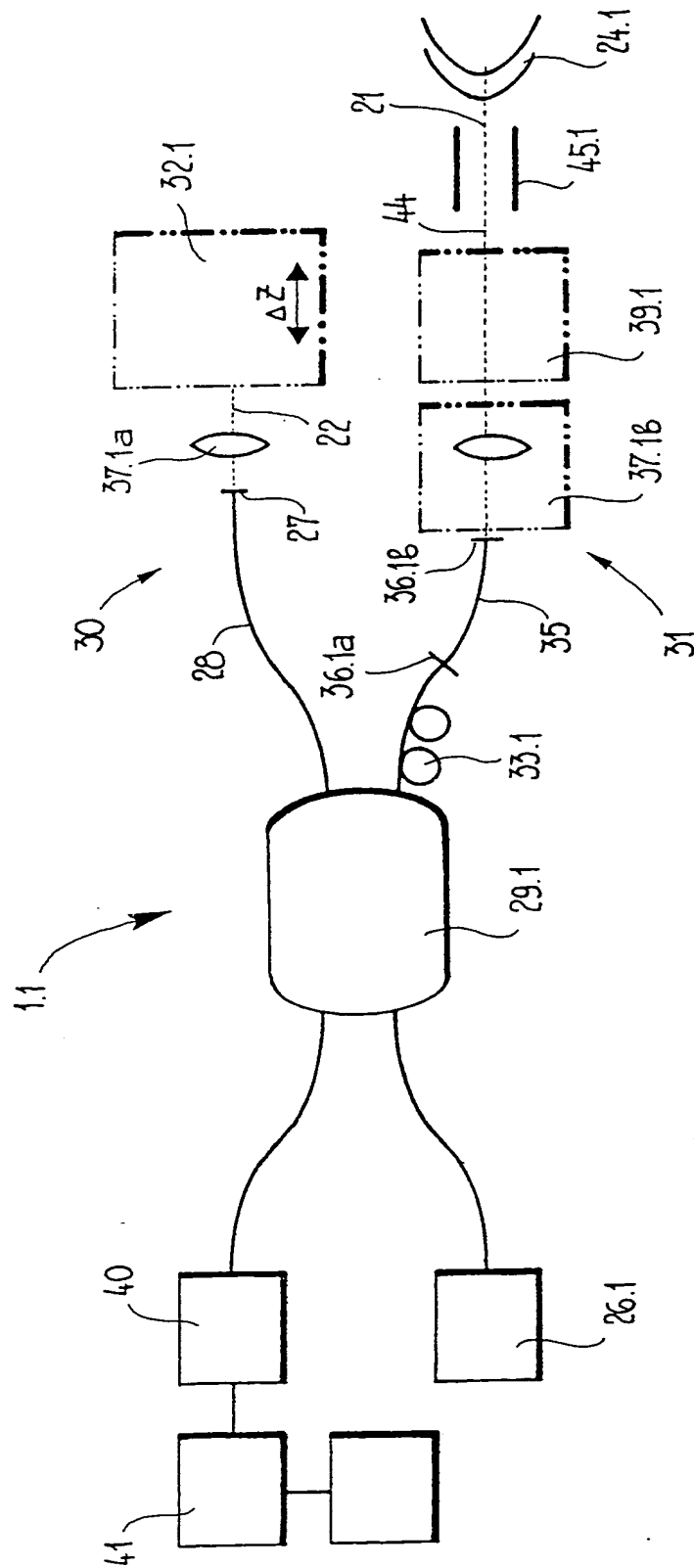
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 8, **gekennzeichnet durch** ein Mikroskop, insbesondere ein Stereomikroskop (**116; 125; 133**), dessen den Gegenstand (**24.8; 24.9; 24.10**) beobachtender Beobachtungsteilstrahlengang bzw. beobachtende Strahlengänge vorzugsweise ein partieller Teil des Messarms der Messeinrichtung ist bzw. sind und bevorzugt eine Verkopplung von Beobachtungsteilstrahlengang und Teilstrahlengang des Messarms durch wenigstens einen Strahlteiler (**129a, 129b; 137a, 137b**) erfolgt.

30



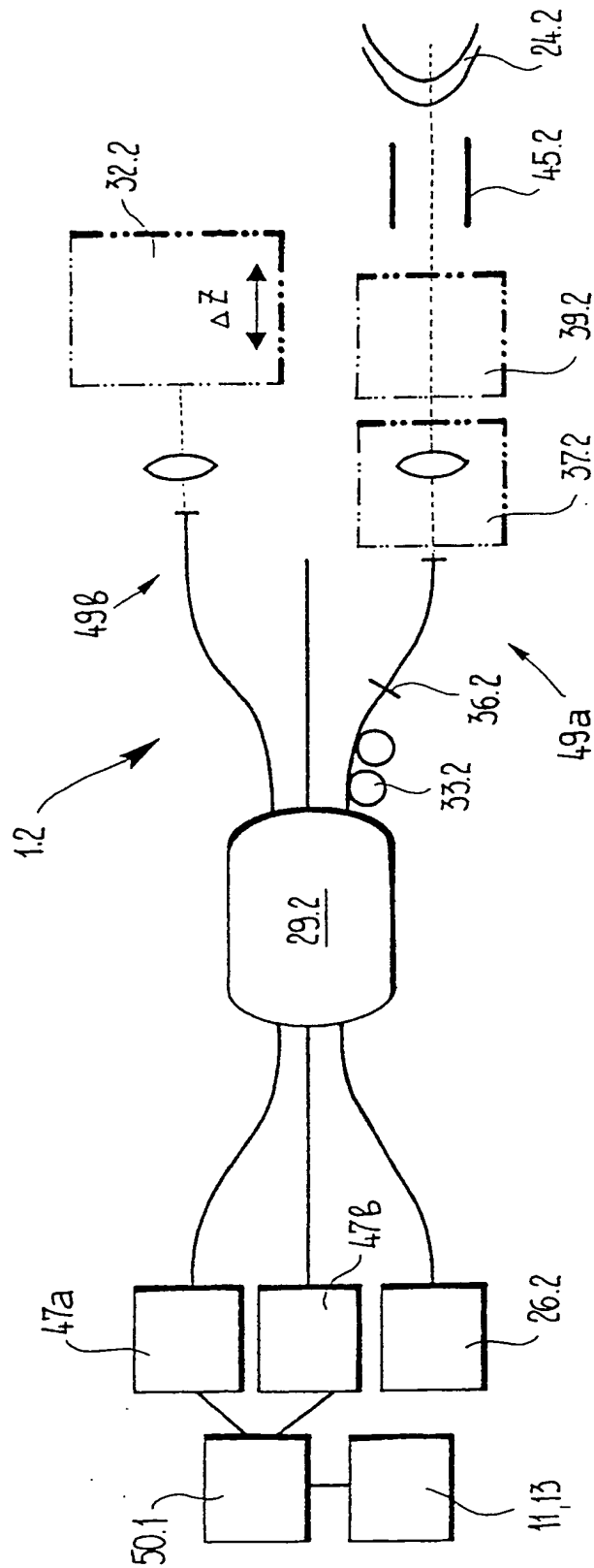
ERSATZBLATT (REGEL 26)

Fig.2



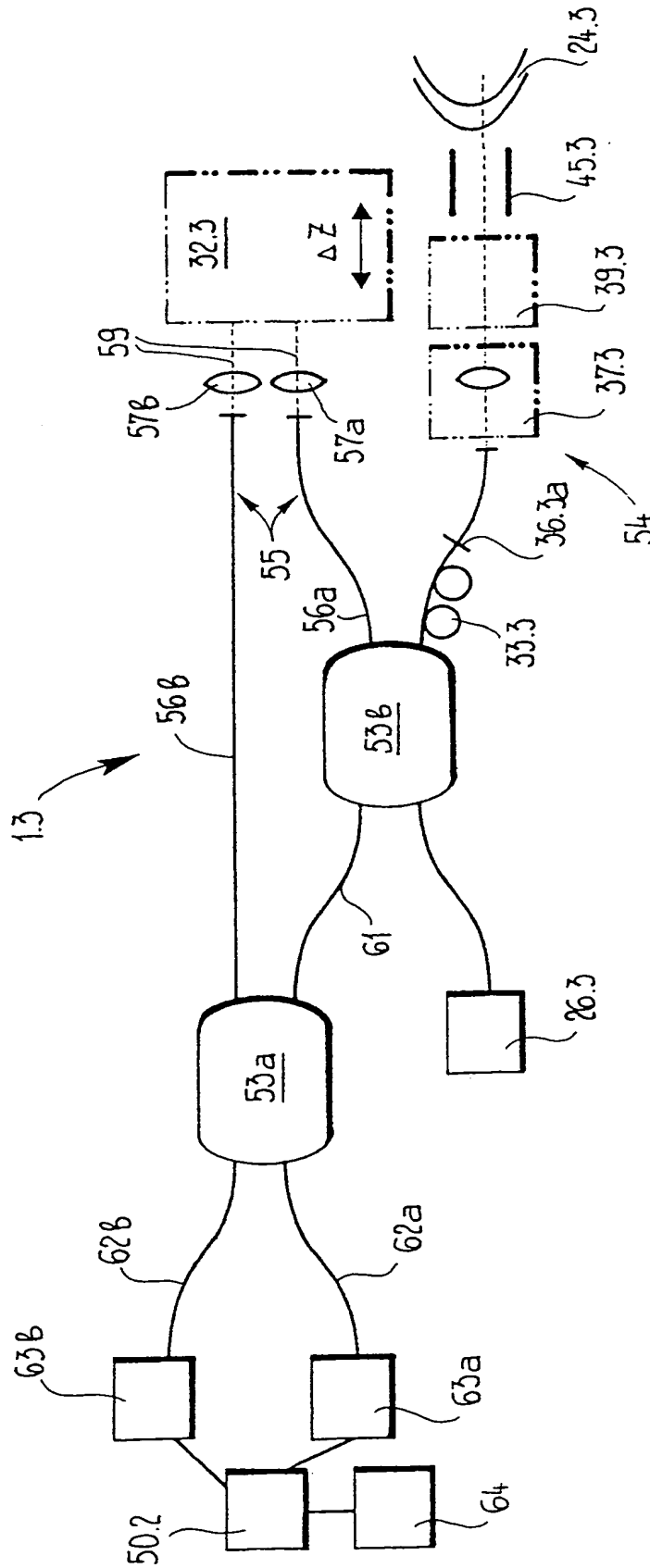
ERSATZBLATT (REGEL 26)

Fig.3



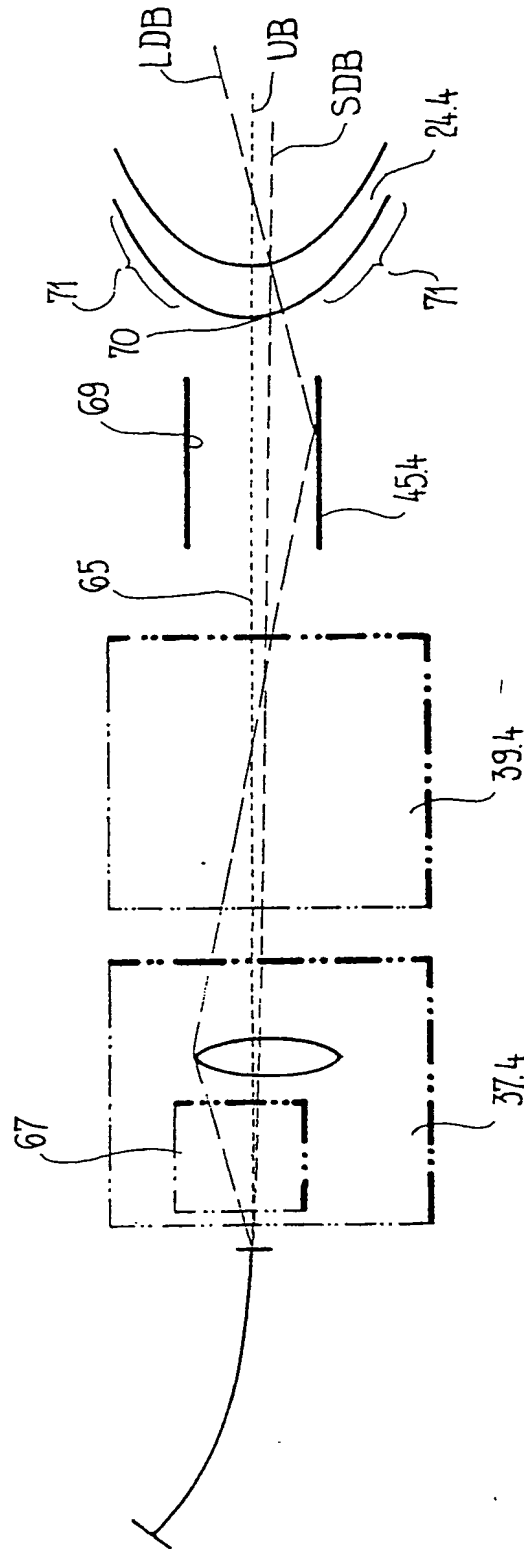
ERSATZBLATT (REGEL 26)

Fig.4



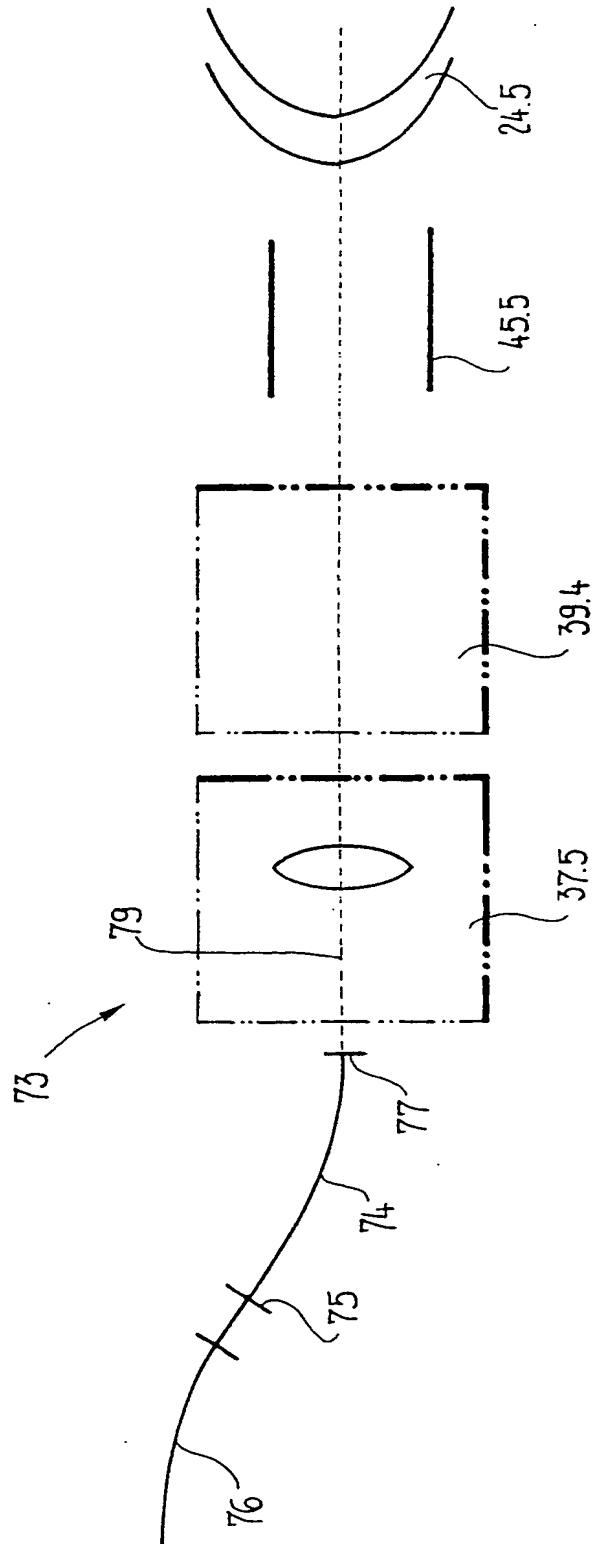
ERSATZBLATT (REGEL 26)

Fig.5

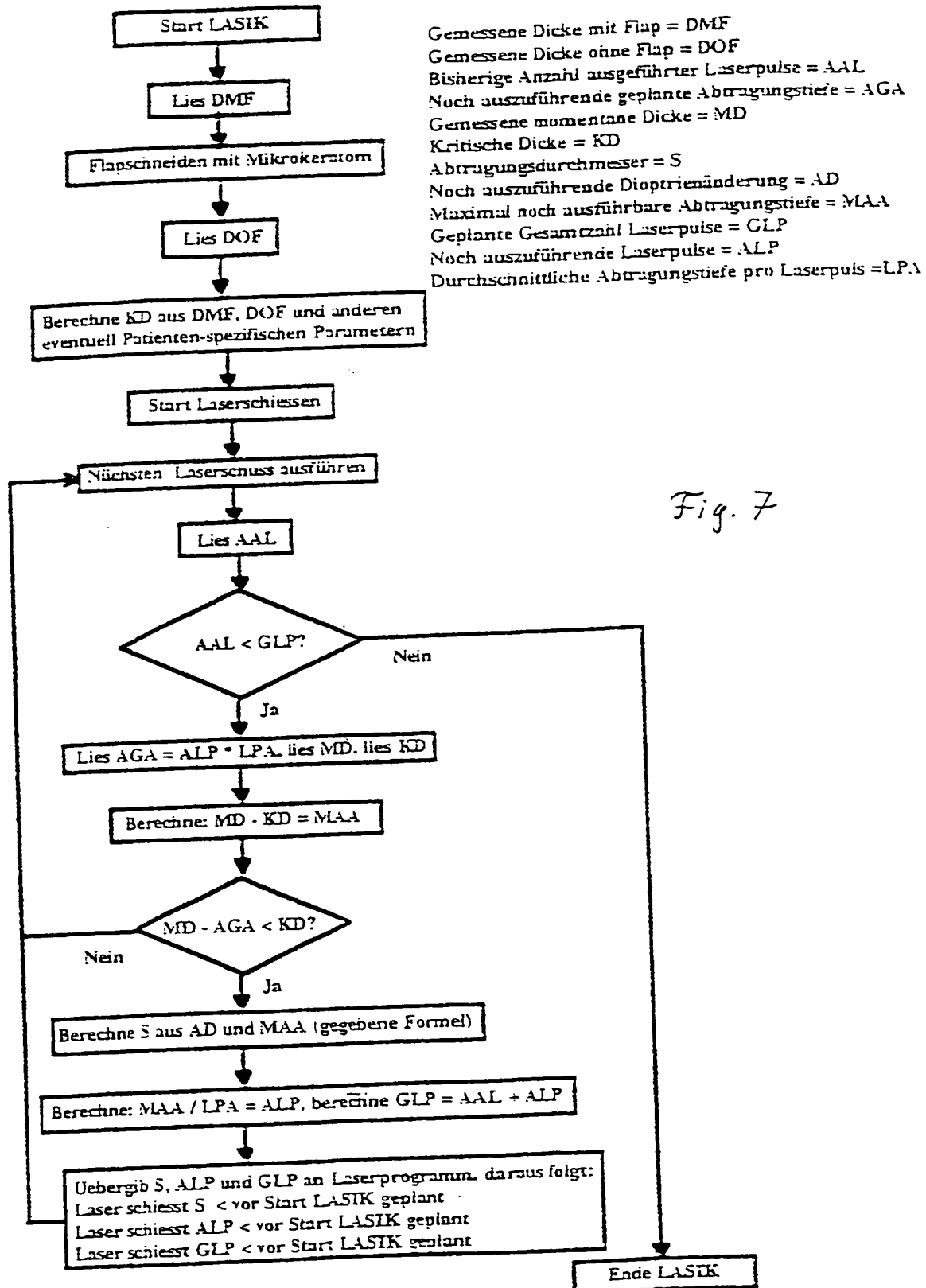


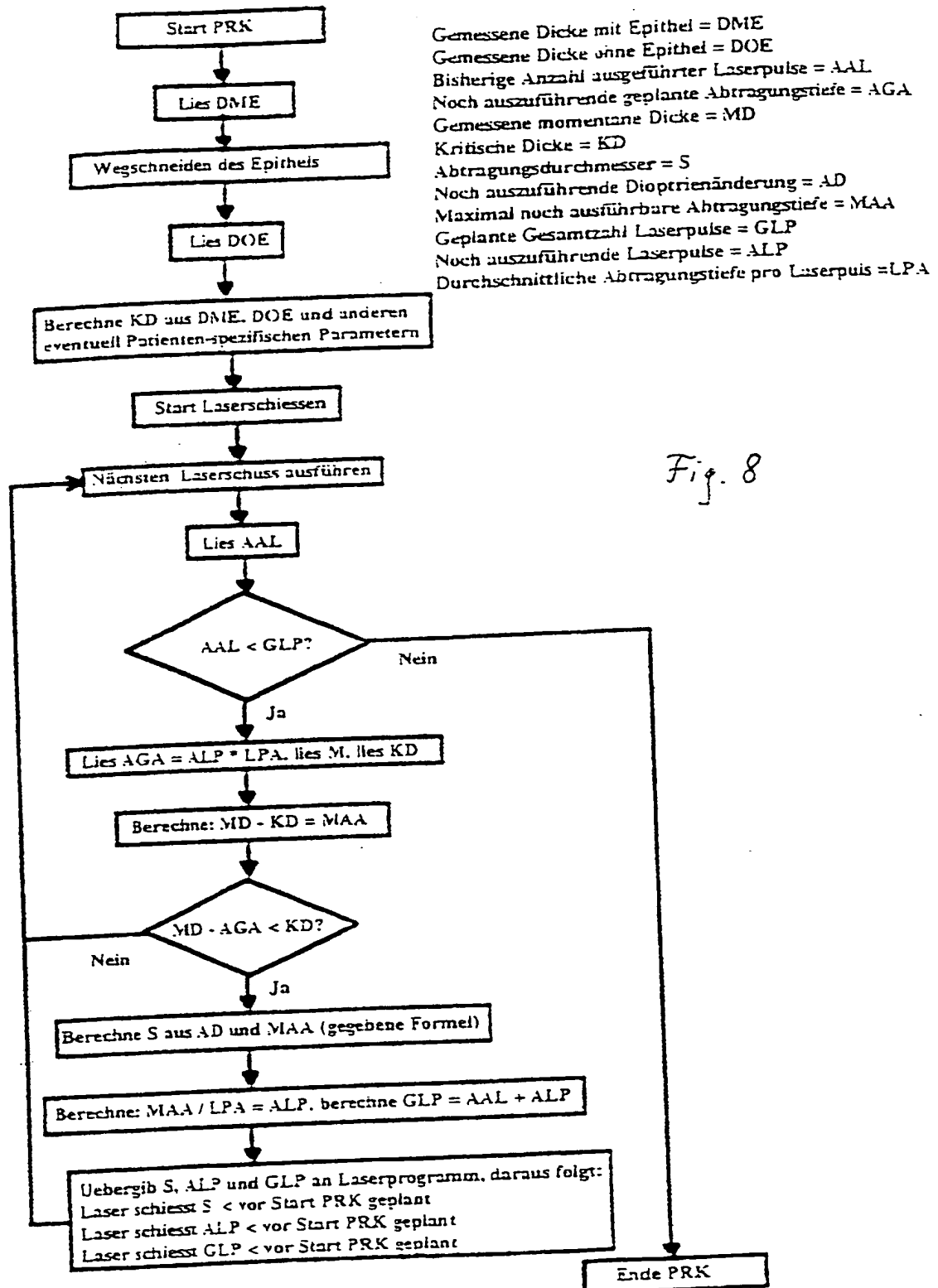
ERSATZBLATT (REGEL 26)

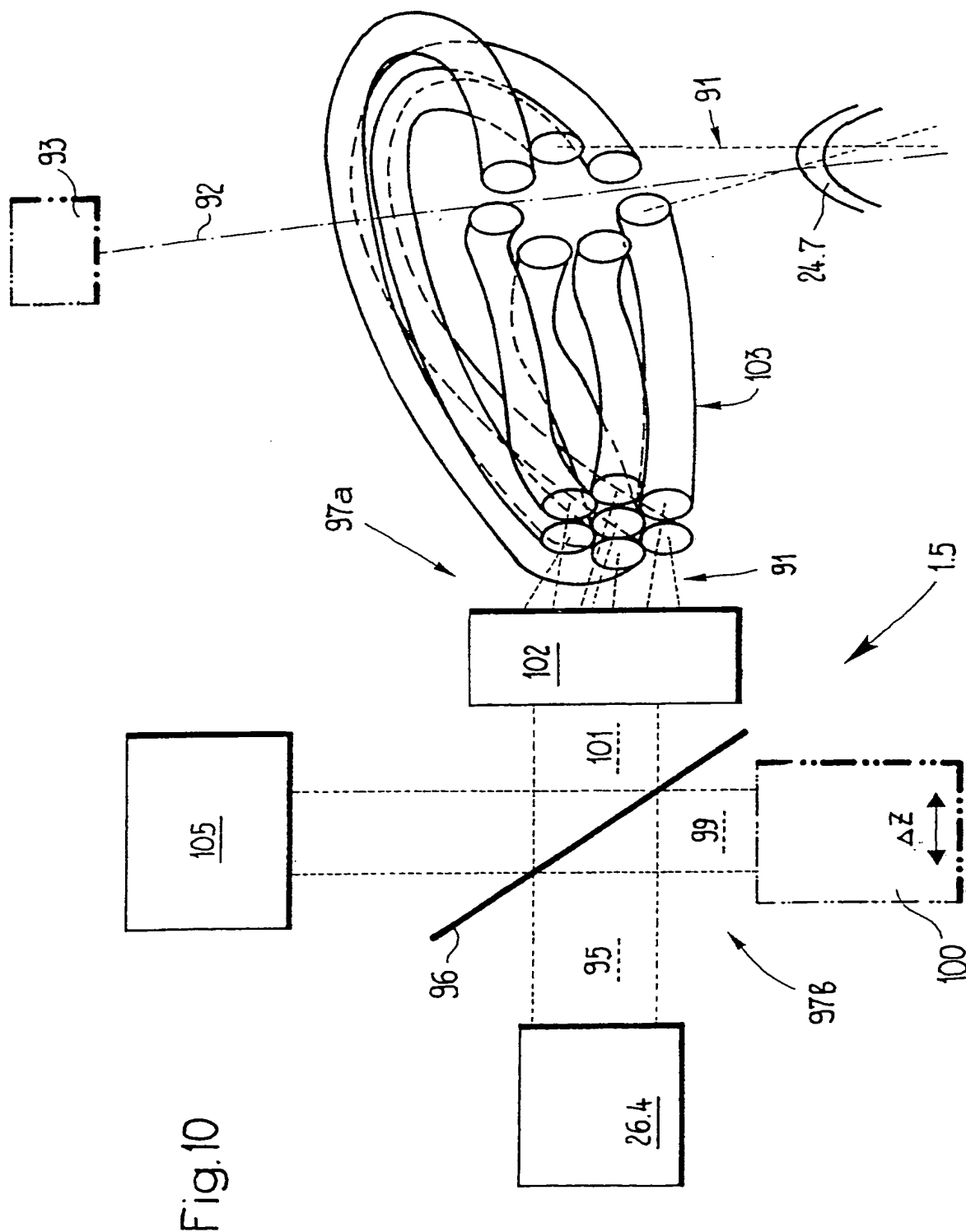
Fig.6



ERSATZBLATT (REGEL 26)

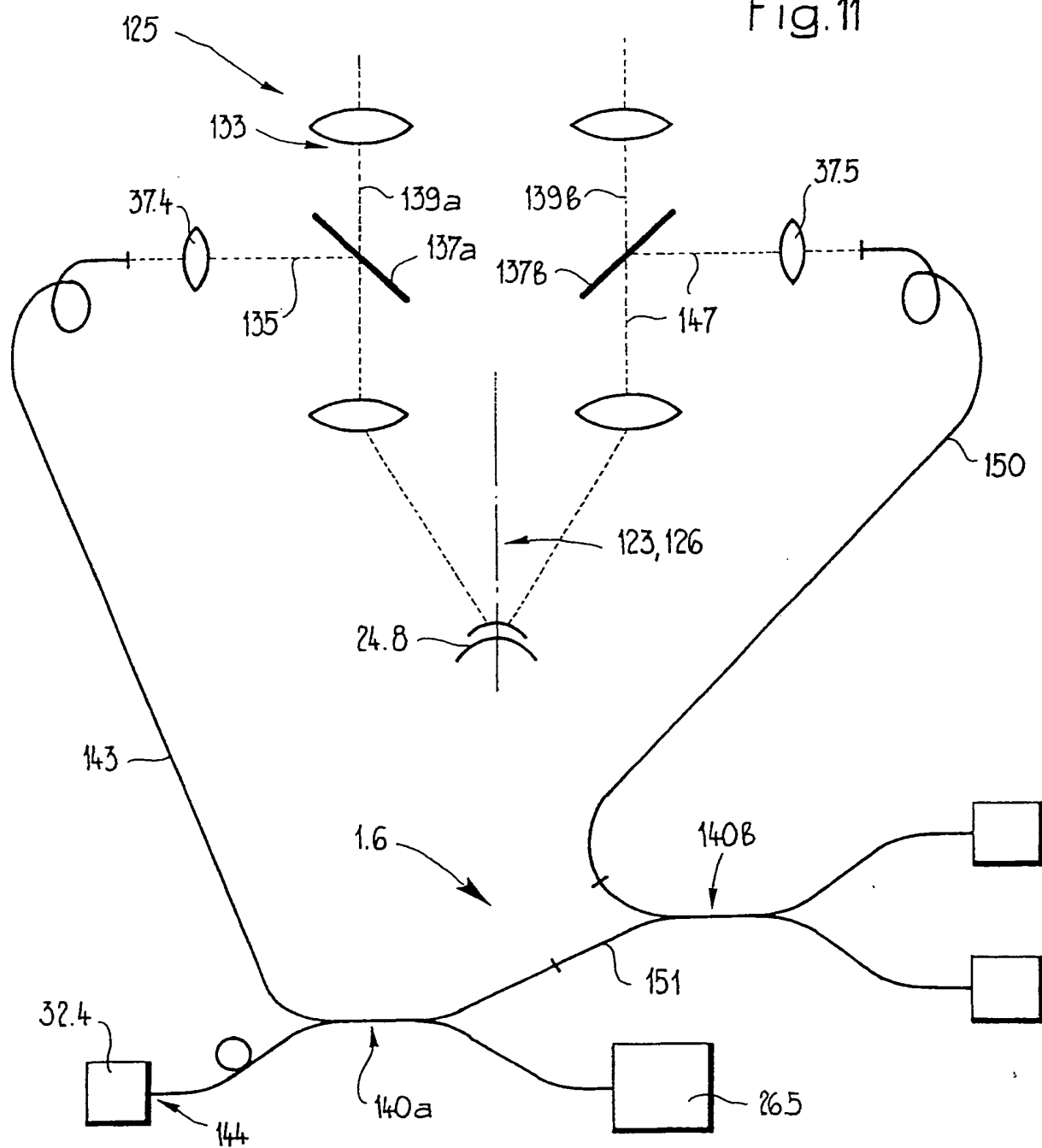






ERSATZBLATT (REGEL 26)

Fig.11



ERSATZBLATT (REGEL 26)

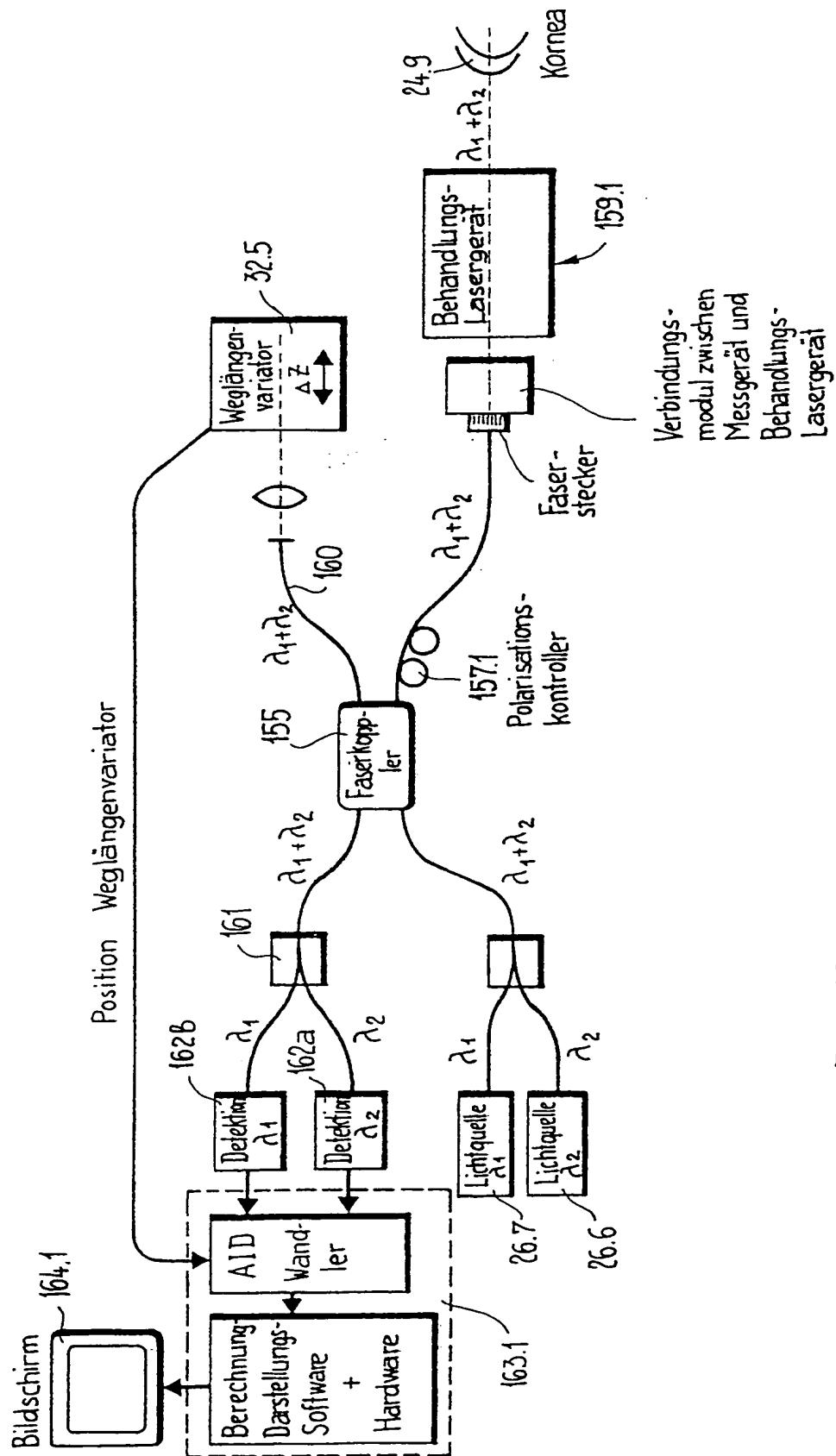


Fig.12

ERSATZBLATT (REGEL 26)

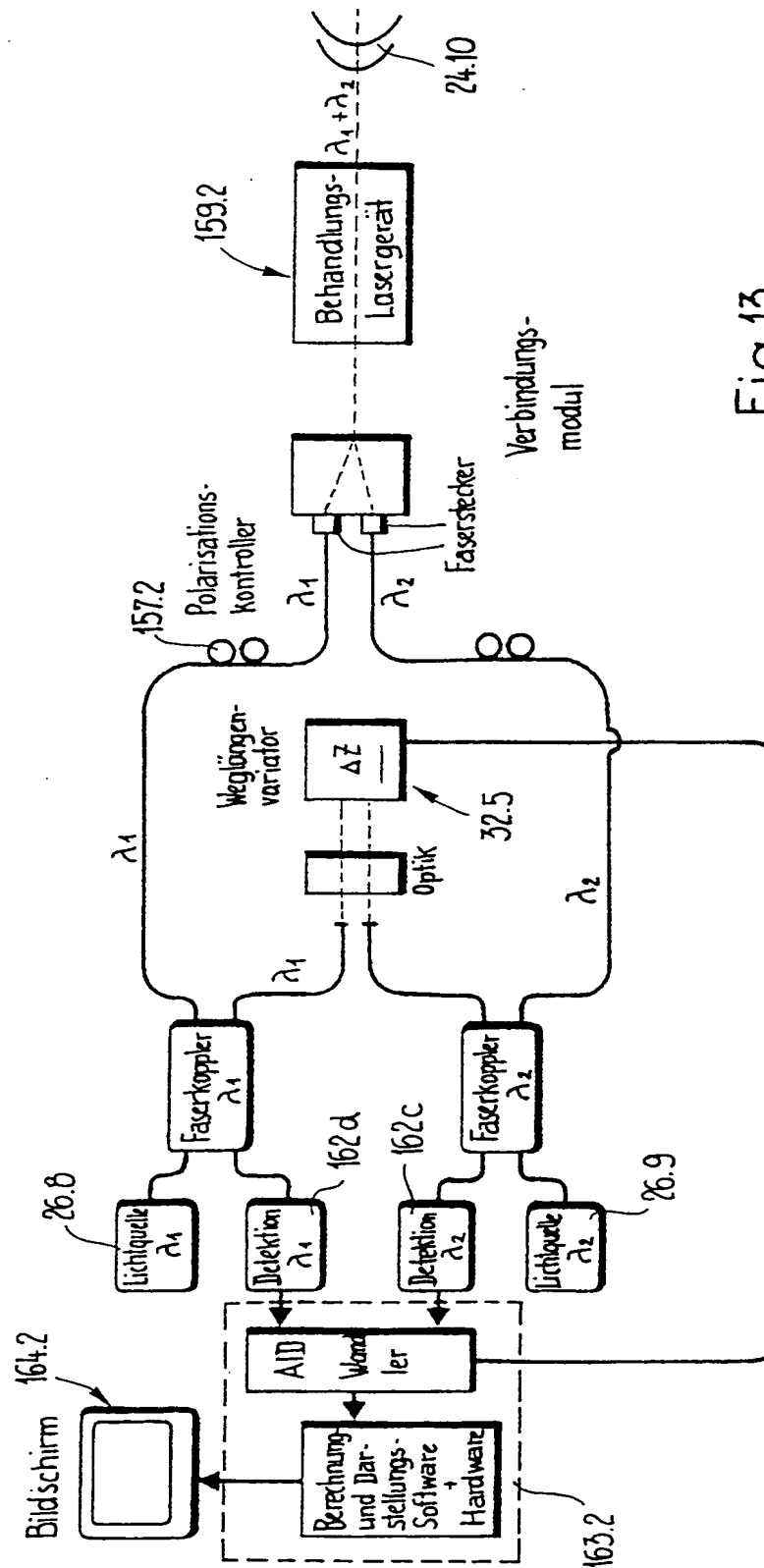


Fig.13

ERSATZBLATT (REGEL 26)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/CH 00/00488

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61F9/01 A61B3/10		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61F A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 490 849 A (SMITH ROBERT F) 13 February 1996 (1996-02-13) column 9, line 27 - line 32; figure 5	4,6-9
A	DE 197 04 602 A (ZEISS CARL JENA GMBH) 13 August 1998 (1998-08-13) column 2, line 21 - line 36; figure 2	4,5
A	US 5 493 109 A (WEI JAY ET AL) 20 February 1996 (1996-02-20) cited in the application abstract	4
A	DE 196 35 998 C (ZEISS CARL JENA GMBH) 23 April 1998 (1998-04-23) column 7, line 27 - line 41; figure 2	5,6
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex. </div>		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 45%;"> <p>* Special categories of cited documents :</p> <p>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*E* earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>*L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </div> <div style="width: 45%;"> <p>*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>*X* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>*Y* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>*G* document member of the same patent family</p> </div> </div>		
Date of the actual completion of the international search <div style="text-align: center; font-weight: bold;">21 November 2000</div>		Date of mailing of the international search report <div style="text-align: center; font-weight: bold;">27/11/2000</div>
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer <div style="text-align: center; font-weight: bold;">Mayer, E</div>

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

International Application No

PCT/CH 00/00488

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5490849 A	13-02-1996	NONE	
DE 19704602 A	13-08-1998	JP 10262929 A US 5973781 A	06-10-1998 26-10-1999
US 5493109 A	20-02-1996	EP 0697611 A JP 8066421 A US 6004314 A	21-02-1996 12-03-1996 21-12-1999
DE 19635998 C	23-04-1998	GB 2317227 A, B	18-03-1998

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1992)

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 A61F9/01 A61B3/10

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 7 A61F A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 5 490 849 A (SMITH ROBERT F) 13. Februar 1996 (1996-02-13) Spalte 9, Zeile 27 - Zeile 32; Abbildung 5	4,6-9
A	DE 197 04 602 A (ZEISS CARL JENA GMBH) 13. August 1998 (1998-08-13) Spalte 2, Zeile 21 - Zeile 36; Abbildung 2	4,5
A	US 5 493 109 A (WEI JAY ET AL) 20. Februar 1996 (1996-02-20) in der Anmeldung erwähnt Zusammenfassung	4
A	DE 196 35 998 C (ZEISS CARL JENA GMBH) 23. April 1998 (1998-04-23) Spalte 7, Zeile 27 - Zeile 41; Abbildung 2	5,6



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

- *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

T Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung: die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

Y Veröffentlichung von besonderer Bedeutung: die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

G Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

21. November 2000

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

27/11/2000

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl.
Fax (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Mayer, E

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Intern. nationales Aktenzeichen

PCT/CH 00/00488

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 5490849	A	13-02-1996	KEINE		
DE 19704602	A	13-08-1998	JP	10262929 A	06-10-1998
			US	5973781 A	26-10-1999
US 5493109	A	20-02-1996	EP	0697611 A	21-02-1996
			JP	8066421 A	12-03-1996
			US	6004314 A	21-12-1999
DE 19635998	C	23-04-1998	GB	2317227 A, B	18-03-1998

Formblatt PCT/ISA/210 (Anhang Patentfamilie)(Juli 1992)